

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Martina Žokalj

Zagreb, 2013.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentori:

Doc.dr.sc. Aleksandar Sušić
Doc.dr.sc. Mario Kasović

Student:

Martina Žokalj

Zagreb, 2013.

Izjavljujem da sam ovaj rad izradila samostalno koristeći stečena znanja tijekom studija i navedenu literaturu.

Zahvaljujem se svojim mentorima doc.dr.sc. Aleksandru Sušiću i doc.dr.sc. Mariu Kasoviću na njihovom stručnom vodstvu i savjetima prilikom izrade diplomskog rada.

Također, posebno hvala mojem dečku Viktoru i obitelji na bezgraničnoj podršci i strpljenju.

Martina Žokalj



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:
procesno-energetski, konstrukcijski, brodstrojarski i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa:	
Ur.broj:	

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Martina Žokalj** Mat. br.:0035167006

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Izrada protokola za analizu opterećenja slabinske kralješnice**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Protocol design for the analysis of lumbar spine loads**

Opis zadatka:

U okviru rada je potrebno izraditi protokol koji omogućava analizu opterećenja slabinske kralješnice, posebice imajući u vidu položaj tijela i nagib trupa, odnosno kralješnice. Protokol treba omogućiti uvid u biomehaničke odnose među segmentima tijela za koje se smatra da su rizično opterećeni, kao što je to slučaj s razinom L5-S1 kralješnice, za slučajeve gdje se dižu tereti ili njima rukuje. Na temelju rezultata analize dobivenih primjenom protokola treba biti moguće izlučiti zaključke o opterećenju mehanizma slabinske kralješnice. Takvi rezultati su od velikog značaja u procjeni radne sposobnosti i umanjivanju rizika od ozljeda na radu.

Protokol treba izraditi korištenjem BTS SMART Analyzer programskog paketa imajući u vidu:

- anatomske, antropometrijske, funkcionalne i fiziološke značajke ljudskog tijela,
- relevantne mehaničke veličine koje trebaju biti dobivene analizom, te
- mogućnosti koje pruža sustav za eksperimentalno praćenje pokreta ljudskog tijela BTS Elite.

Funkcionalnost protokola potrebno je testirati na sustavu za praćenje pokreta ljudskog tijela BTS Elite koji je dostupan zahvaljujući suradnji s Kineziološkim fakultetom u Zagrebu, te prikazati dobivene rezultate i njihovo tumačenje.

U radu je potrebno istaknuti prednosti izrađenog protokola u odnosu na dosada korištene, a opseg elaboracije vezane uz izradu protokola te rezultata testiranja dogovoriti u tijeku izrade rada. Potrebno je navesti korištenu literaturu kao i eventualnu pomoć pri izradi rada.

Zadatak zadan:

6. prosinca 2012.

Rok predaje rada:

7. veljače 2013.

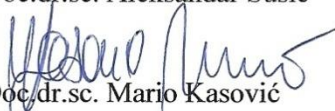
Predviđeni datumi obrane:

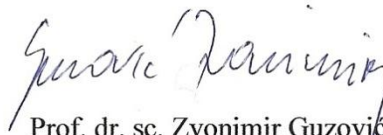
13. - 15. veljače 2013.

Zadatak zadali:

Predsjednik Povjerenstva:


Doc.dr.sc. Aleksandar Sušić


Doc.dr.sc. Mario Kasović


Prof. dr. sc. Zvonimir Gužović

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	III
POPIS TABLICA.....	V
POPIS OZNAKA	VI
SAŽETAK.....	IX
SUMMARY	X
1. UVOD	1
1.1. Anatomija kralješnice.....	3
1.1.1. Međukralješnički disk	4
1.1.2. Vratna (cervikalna) kralješnica.....	5
1.1.3. Prsna (torakalna) kralješnica	6
1.1.4. Slabinska (lumbalna) kralješnica.....	7
1.1.5. Sakralna i trtična kralješnica	8
1.2. Biomehanika kralješnice	10
1.2.1. Biomehanika slabinske kralješnice.....	11
1.3. Kinematika kralješnice	14
1.4. Mehanička svojstva kralješaka	15
2. METODA RADA.....	16
2.1. Opis sustava.....	16
2.1.1. Mjerni sustav BTS Bioengineering ELITE	16
2.1.2. BTS SMART Analyzer računalni paket.....	19
2.2. Zahtjevi na protokol	24
2.2.1. Anatomska kalibracija ispitanika	24
2.2.2. Postavljanje pasivnih markera.....	25
2.2.3. Snimanje pokreta i obrada snimljenih podataka.....	25

2.2.4.	Definiranje protokola.....	26
2.2.5.	Obrada dobivenih rezultata.....	26
2.2.6.	Analiza i elaboracija rezultata	26
3.	IZRADA PROTOKOLA.....	27
3.1.	Definiranje i postavljanje markera	27
3.2.	Snimanje dizanja tereta.....	29
3.3.	Izrada žičanog modela.....	31
3.4.	Izrada protokola za analizu opterećenja slabinske kralješnice	32
4.	REZULTATI I RASPRAVA	42
5.	ZAKLJUČAK	55
	LITERATURA.....	56

POPIS SLIKA

Slika 1. Segmenti kralješnice	3
Slika 2. Građa međukralješničkog diska	4
Slika 3. Vratna kralješnica.....	5
Slika 4. Kralješci C1 i C2.....	6
Slika 5. Prsna kralješnica.....	7
Slika 6. Slabinska kralješnica	8
Slika 7. Sakralna i trtična kralješnica	9
Slika 8. Mogućnosti pokreta.....	10
Slika 9. Lumbalni kralješak.....	12
Slika 10. Kalibracija sustava	17
Slika 11. ELITE - markeri i kamera	17
Slika 12. ELITE - kamere i platforma sila	18
Slika 13. Radna shema SMART Analyzera	20
Slika 14. SMART Analyzer - glavni prozor.....	22
Slika 15. SMART Analyzer - Protocol Panel.....	23
Slika 16. Nepravilno dizanje tereta	29
Slika 17. Pravilno dizanje tereta.....	30
Slika 18. Označavanje markera	31
Slika 19. Definiranje mase	32
Slika 20. Definiranje sile	32
Slika 21. Definiranje sile	32
Slika 22. Definiranje momenta.....	34
Slika 23. Definiranje momenta.....	34
Slika 24. Definiranje kuta.....	35
Slika 25. Definiranje kuta.....	35
Slika 26. Definiranje reference.....	36
Slika 27. Definiranje reference.....	36
Slika 28. Definiranje 3D kuta.....	37
Slika 29. Definiranje 3D kuta.....	37
Slika 30. Koordinatni sustav	37
Slika 31. Izgled protokola	38
Slika 32. Izgled protokola	39
Slika 33. Izgled protokola	40
Slika 34. Izgled protokola	41
Slika 35. Vrijednost komponenata sila u kralješcima za nepravilno dizanje tereta.....	42

Slika 36. Vrijednosti komponenata sila u kralješcima za pravilno dizanje utega	43
Slika 37. Vrijednosti komponenata momenata u kralješcima za nepravilno dizanje tereta	43
Slika 38. Vrijednosti komponenata momenata u kralješcima za pravilno dizanje tereta	44
Slika 39. Sila u T12/L1 pri pravilnom dizanju tereta	45
Slika 40. Sila u L3 pri pravilnom dizanju tereta.....	46
Slika 41. Sila u L5/S1 pri pravilnom dizanju tereta	47
Slika 42. Moment u T12/L1 pri pravilnom dizanju tereta.....	48
Slika 43. Moment u L3 pri pravilnom dizanju tereta	49
Slika 44. Moment u L5/S1 pri pravilnom dizanju tereta	50
Slika 45. Platforma sila	52
Slika 46. Platforma momenata	53

POPIS TABLICA

Tablica 1. Oznake markera.....	27
--------------------------------	----

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
<i>C1</i>	-	prvi vratni kralješak
<i>C2</i>	-	drugi vratni kralješak
<i>C7</i>	-	sedmi vratni kralješak
<i>T6</i>	-	šesti prsni kralješak
<i>T12</i>	-	dvanaesti prsni kralješak
<i>L1</i>	-	prvi slabinski kralješak
<i>L3</i>	-	treći slabinski kralješak
<i>L5</i>	-	peti slabinski kralješak
<i>S1</i>	-	prvi sakralni kralješak
<i>S3</i>	-	treći sakralni kralješak
<i>T12/L1</i>	-	mjesto između dvanaestog prsnog i prvog slabinskog kralješka
<i>L5/S1</i>	-	mjesto između petog slabinskog i prvog sakralnog kralješka
<i>Mk0</i>	-	marker na čelu
<i>Mk1</i>	-	marker na zatiljku
<i>Mk2</i>	-	marker na C1
<i>Mk3</i>	-	marker na C7
<i>Mk4</i>	-	marker na desnom ramenu
<i>Mk5</i>	-	marker na lijevom ramenu
<i>Mk6</i>	-	marker na desnom laktu
<i>Mk7</i>	-	marker na desnom zapešću
<i>Mk8</i>	-	marker na desnoj šaci van

Mk9	-	marker na desnoj šaci unutra
Mk10	-	marker na lijevom laktu
Mk11	-	marker na lijevom zapešću
Mk12	-	marker na lijevoj šaci van
Mk13	-	marker na lijevoj šaci unutra
Mk14	-	marker na lijevom kralješku T6
Mk15	-	marker na prijelazu T12/L1
Mk16	-	marker na kralješku L3
Mk17	-	marker na prijelazu L5/S1
Mk18	-	marker na kralješku S3
Mk19	-	marker na desnoj stražnjoj spini
Mk20	-	marker na lijevoj stražnjoj spini
Mk21	-	marker na desnoj prednjoj spini
Mk22	-	marker na lijevoj prednjoj spini
Mk23	-	marker na desnom kuku
Mk24	-	marker na lijevom kuku
Mk25	-	marker na 1. desnom koljenu
Mk26	-	marker na 1. lijevom koljenu
Mk27	-	marker na 2. desnom koljenu
Mk28	-	marker na 2. lijevom koljenu
Mk29	-	marker na desnom skočnom zglobu
Mk30	-	marker na lijevom skočnom zglobu
Mk31	-	marker na desnom šestom prstu
Mk32	-	marker na desnom stopalu unutra

- Mk33* - marker na lijevom šestom prstu
- Mk34* - marker na lijevom stopalu unutra

SAŽETAK

Za što jednostavniju i bržu biomehaničku analizu slabinske kralješnice, pomoću BTS SMART Analyzer programskog paketa izrađen je protokol za izračunavanje naprezanja koja se javljaju prilikom izvođenja raznih svakodnevnih radnji.

Optoelektričkim mjernim sustavom BTS ELITE koji se temelji na detekciji položaja reflektirajućih markera u obliku kuglica koji su postavljeni na točno definirane točke na tijelu snima se ispitanik u mirovanju ili prilikom izvođenja neke radnje. Za procjenu težine rada dizanja tereta ispitanik je snimljen dva puta, prilikom nepravilnog i pravilnog dizanja tereta od 2,5 kg. Nepravilnim dizanjem tereta smatra se ono kod kojeg su leđa ispitanika savinuta, a koljena gotovo nisu, a pravilnim ono kod kojeg su leđa ravna, a koljena savinuta. Samim time, protokol je i testiran. Za detaljniju analizu potreban je veći uzorak ispitanika.

Nakon kalibracije prostora snimanja i uzimanja potrebnih antropomjera ispitanika za potrebe zadatka određeno je 35 točaka na tijelu čiji su položaji u zavisnosti od vremena snimljeni i zabilježeni. Dobiveni podaci u obliku koordinata svakog pojedinog markera na tijelu tokom vremena obrađeni su, a markerima su dodijeljene oznake i povezani su u žičani model koji će morati biti isti za svaki slijedeći put korištenja protokola.

Sama izrada protokola temelji se na definiranju operatora koji vrše matematičke funkcije za svaku željenu točku na tijelu (označene markerima). Protokol za biomehaničku analizu slabinske kralješnice čini 56 operatora koji izračunavaju naprezanja u definiranim markerima te kutove između njih.

Dobivene vrijednosti rezultata i njihov vizualni prikaz ukazuju na mogućnost jednostavnog interpretiranja rješenja i lakoću njihove međusobne usporedbe s većim brojem ispitanika ili nekim poznatim referentnim vrijednostima.

ključne riječi: biomehanika, analiza, opterećenja, slabinska kralješnica

SUMMARY

For a simpler and faster biomechanical analysis of lumbar spine a protocol to calculate stresses that occur during the execution of a variety of everyday activities was developed using BTS SMART Analyzer software.

Optoelectrical BTS ELITE measuring system, which is based on the detection of the position of reflective markers in the form of beads, that are placed at precisely defined points on the body record subjects being still or during a motion. In order to estimate the weight lifting work an examinee was recorded twice, during proper and improper lifting of 2.5 kg. The improper lifting of a weight is considered to be that in which the examinee's back is flexed and knees are not, and the proper one is where the back is straight and knees are bent. In that way the protocol was tested. For a more detailed analysis a larger sample of subjects is required.

After calibrating the recording area and taking subject's necessary anthropomeasures, 35 points of the body were chosen whose positions based on the time are recorded and reported. The data obtained in form of coordinates of each marker over time was analyzed. Markers were assigned names and connected in a wired model which will be the same for each subsequent time the protocol will be used.

The very design of the protocol is based on the definition of operators which perform mathematical calculations of any point on the body (indicated by markers). Protocol for biomechanical analysis of lumbar spine consists of 56 operators which calculate stresses in the defined markers and the angles between them.

The values obtained by the protocol and their visual display indicates the ability to easily interpret the results and ease of comparison with a larger number of subjects or some other known reference values.

key words: biomechanics, analysis, strain, lumbar spine

1. UVOD

Tijelo čovjeka, a osobito njegova delikatna struktura poput kralješnice, panti. S vremenom, odnosno s brojnim izvođenjima određenih radnji i naprezanjima sustava kralješnice, neki će se segmenti trošiti brže i jače od drugih, pa će zdravstveno stanje osobe uvelike ovisiti o vrsti i učestalosti njenih aktivnosti. To je od osobite važnosti za zanimanja u kojima se rukuje nekim teretom, bio on velik ili mali, u određenom broju ciklusa u zadanom vremenu. Slabinski dio kralješnice, kao njen kritični segment koji podnosi najveća opterećenja, izložen je najvećoj opasnosti, ne samo pri teškim fizičkim poslovima, već i prilikom sjedenja, koje se smatra jednom od najjednostavnijih radnji.

Prilikom sjedenja, težina gornjeg dijela tijela raspoređuje se preko kralježnice i zdjelice. Kod nepravilnog sjedenja, odnosno pogrbljene kralježnice pri kojemu ona čini oblik slova C, tako da je prsna kralješnica izbačena prema van, težina se koncentrira na njen slabinski (lumbalni, donji) dio. Tetive mišića tada povlače i rotiraju zdjelicu, što izravnavlja slabinsku kralješnicu. Iz tog je razloga potrebno imati oslonac koji će oponašati prirodnu zakrivljenost kralježnice i tako joj davati potporu i preuzimati dio opterećenja. Kod sjedenja bez naslona za leđa, poželjno je pomaknuti zdjelicu naprijed kako bi se slabinski dio kralježnice vratio u svoje prirodno zakrivljeno stanje, tj. u svoj neutralni položaj. Da bi se taj položaj ostvario, potreban je rad vezanih mišića.

Oslabljenim tkivom same kralježnice, a i nedovoljno aktivnom i nedovoljno snažnom muskulaturom koja se veže za nju, statičko opterećenje kojemu je podvrgnuta iz dana u dan postaje prevelik teret, te ona sve više slabi, međukralješnički diskovi sve se više troše i smanjuje im se učinkovitost, te nastupa bol.

Za zaključiti je da će na osjećaj nelagode, odnosno boli, u leđima, a poglavito u slabinskom dijelu leđa utjecati razni čimbenici koji će tokom vremena ostaviti svoj trag na funkcionalnost kako leđne muskulature, tako i same kralježnice i svih njenih segmenata. Upravo iz tog razloga stručnjaci raznih područja vezanih uz ergonomiju, medicinu, zaštitu na radu i sl. već godinama vrše opsežna ispitivanja i provode studije u svrhu saznanja koji su to točno mehanizmi koji uzrokuju probleme u slabinskoj kralješnici te kako oni funkcioniraju.

Cilj tih istraživanja je minimizirati negativan utjecaj svakodnevnih aktivnosti, s naglaskom na fizički rad koji uključuje rukovanje teretima koji stoji u opisu radnih mjesta današnjih zanimanja. Naime, unatoč mehanizaciji i automatizaciji industrije koja je zadnjih nekoliko desetljeća uzela maha te na taj način donekle smanjila zahtjeve na čovjeka, statistike pokazuju da je prisutnost ozljeda leđa na radnom mjestu vrlo visoka [1]. U razvijenim zemljama poput SAD-a čak 25% ozljeda na radu odnosi se na

ozlijede kralješnice uslijed rukovanja teretima, a postotak raste i do 50 % u nekim granama industrije. Većina tih ozljeda odnosi se na dizanje tereta, dok manji postotak bilježi guranje i potezanje tereta. Situacija je slična i u razvijenim europskim zemljama, Engleskoj i Njemačkoj, gdje je zabilježeno da su za čak 20% bolovanja i 50% prijevremenog umirovljenja odgovorni problemi i ozlijede kralješnice i međukralješničkih diskova [2].

Isto tako, konceptijska ergonomija koja se provodi u svrhu eliminiranja problematičnih čimbenika prije no što nastane šteta [3] ima za zadatak ne samo pozitivno utjecati na zdravlje zaposlenika, već i osigurati goleme uštede njihovim poslodavcima u vidu eliminiranja potrebe za bolovanjima i novčanim odštetama zbog ozljeda na radu.

Iz dosadašnjih metoda mjerenja opterećenja i proučavanja reakcije slabinskog dijela kralješnice na nametnute radnje i rukovanja teretima proizlazi da nije moguće odrediti konzistentnu granicu mase tereta, pa čak ni broj ciklusa koje radnik obavlja u nekom vremenskom periodu. Naime, sposobnost izvođenja nekog rada (dizanja tereta) bit će različita ovisno o dobi, spolu, genetskoj predispoziciji, fizičkoj spremi, nepravilnom držanju te različitim drugim osobitostima ispitanika. Dizanje tereta i rukovanje njima neće samo po sebi uzrokovati ozlijede kralješnice, već će one nastupiti uslijed nepravilnih i naglih pokreta, nakon što će pojedini dijelovi kralješnice poput međukralješničkih diskova već biti istrošeni. Mnogo je parametara koje bi trebalo uzeti u obzir, poput snage u mišićima, generalnog stanja međukralješničkih diskova, konstitucije i dotadašnje fizičke aktivnosti osobe. Sve su to parametri koje nije moguće dobiti neinvazivnim putem.

Imajući u vidu navedeno, cilj je ovog rada osigurati metodu mjerenja koja će neinvazivnim putem na što brži i jednostavniji način dati uvid u opterećenja slabinskog dijela kralješnice. U biomehaničkoj analizi koriste se razni mjerni sustavi i principi za dobivanje iznosa i prirode opterećenja kralješnice. Metodama mjerenja koje se uglavnom zasnivaju na *motion capture* (MOCAP) tehnici (u daljnjem tekstu MOCAP), prvotno se uočavaju pomaci, na temelju kojih se opterećenja pojedinih dijelova tijela definiraju ručnim izračunima. Za pouzdane rezultate, korištenjem BTS Bioengineering ELITE i SMART [4] sustava, potrebno je definirati protokol koji će na jednostavan način dobivene izmjerene podatke kretanja pojedinca pretvoriti u vrijednosti momenata, sila i kutova u pojedinim točkama tijela, tako dajući uvid u prirodu opterećenja slabinske kralješnice.

1.1. Anatomija kralješnice

Kralješnica se kao čovjekov središnji aksijalni organ smatra jednim od glavnih dijelova tijela jer, kao oslonac trupa, nužan je za pokretanje, podupire glavu, stabilizira zdjelicu te služi kao zaštita leđne moždine. U sagitalnoj ravnini doima se poput stupa oblika dvostrukog slova S, što joj omogućava izvršavanje statičkih i dinamičkih funkcija.

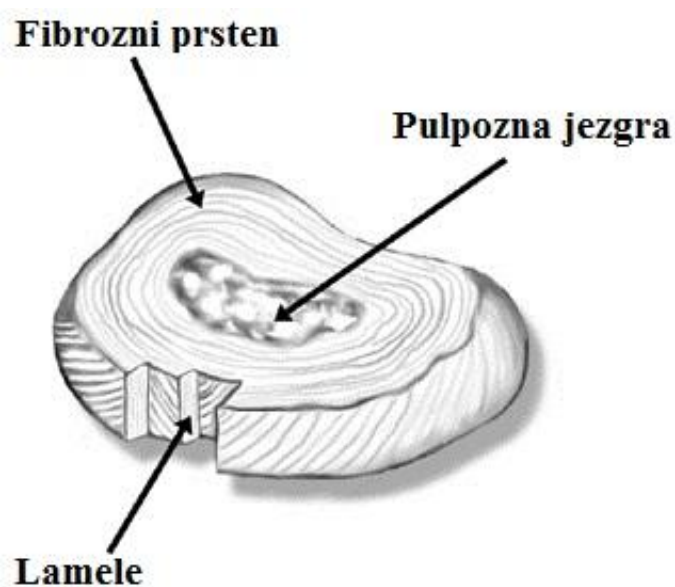
Sustav kralješnice čine kralješnički stup i leđna moždina. Kralješnički stup sastoji se od 33 kralješka, od kojih je 7 vratnih (cervikalnih), 12 prsnih (torakalnih) u gornjem dijelu leđa, 5 slabinskih (lumbalnih) u donjem dijelu leđa, 5 sakralnih koji su srasli tako da tvore krstačnu kost – sakrum, te 4 trtična koji tvore takozvanu repnu kost ili trticu. Radi jednostavnijeg razumijevanja, kralješci se označavaju prema nazivu i broju, pa postoje C1-C7 (cervikalni), T1-T12 (torakalni), L1-L5 (lumbalni) i S1-S5 (sakralni) (Slika 1). Trtični kralješci smatraju se kostima, pa im nisu dodijeljeni brojevi [5].



Slika 1. Segmenti kralješnice

1.1.1. Međukralješnički disk

Svaki od 24 pokretna kralješka, osim prvog vratnog, ima izraženo tijelo kralješka sa svoje prednje strane, na koje se nadovezuje prstenasti dio s izdancima malih zglobova. Tijela susjednih kralježaka uzgobljena su međusobno takozvanim međukralješničkim (intervertebralnim) diskovima koji se sastoje od fibroznog prstena i pulpozne jezgre (Slika 2). Fibrozni prsten čine koncentrični slojevi kolagenih vlakna koja okružuju pulpoznu jezgru (*nucleus pulposus*) u središtu diska. Jezgra je ispunjena želatinoznom masom koja procesom starenja dehidrira i postepeno se pretvara u fibrozno tkivo [6]. Udio vode u normalnoj zdravoj jezgri ljudskog slabinskog diska snižava se od 90% tijekom prve godine života do 74% do 80-e godine života nadalje [7]. Fibrozni prsten tvori tvrdo, fibrozno hrskavično uporište pulpoznoj jezgri, osigurava stabilnost i gibljivost, te svojim elastičnim rastezanjem ublažava pritisak na jezgru. Iz navedenog, jasno je da između fibroznog prstena i pulpozne jezgre nema jasne granice, njihove strukture prelaze jedna u drugu, a kako starenjem jezgra dehidrira, ta granica postaje još nejasnija [6].



Slika 2. Građa međukralješničkog diska

Orijentacija vlakana u slojevima prstena razlikuju se ovisno o sloju, a uglavnom su zakrenuta za $\pm 30^\circ$ u odnosu na horizontalnu ravninu, dok kut između vlakana u dva susjedna sloja iznosi 120° . Debljina slojeva približno je konstantna u posteriornim, odnosno stražnjim (50 do 200 μm) i lateralnim, odnosno vanjskim (100 do 300 μm) dijelovima, dok su unutarnji slojevi anteriornog, odnosno prednjeg dijela (200 do 300 μm) deblji od vanjskih (50 do 100 μm) [7].

Funkcija međukralješničkog diska je omogućavanje međusobnog pomicanja dvaju kralježaka, te prigušivanje opterećenja u suradnji s kralješcima. Degeneriranjem, propadanjem i pucanjem diska

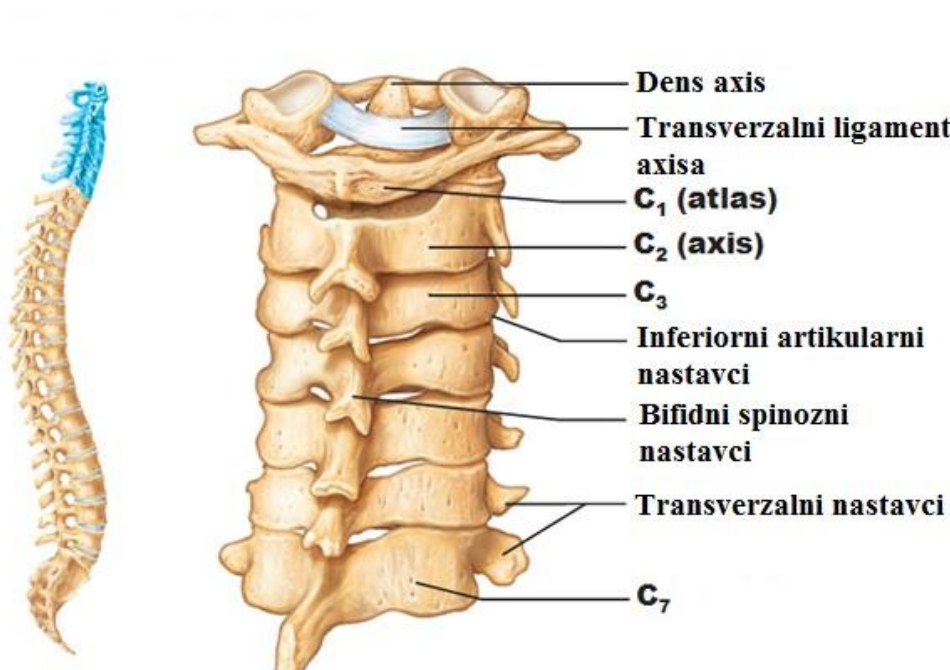
uslijed izvođenja i ponavljanja nekih pokreta i radnji, može doći do niza zdravstvenih komplikacija. Tako, na primjer, pomakom diska prema naprijed, nazad ili u stranu dolazi do pritiska na okolne žile, leđnu moždinu ili korijen živaca. Prilikom različitih radnji i pokreta tijela, tlak na međukralješničke diskove se mijenja (prilikom stajanja iznosi 80 kPa, prilikom ležanja na leđima 60 kPa, a prilikom sjedenja tijela nagnutog prema naprijed i dizanju tereta u tom položaju - dizanje utega, tlak na diskove iznosi čak 380 kPa) [6].

Pri neutralnom položaju kralježnice, koji se postiže pri uspravnom stajanju, kad je omogućena njena prirodna S zakrivljenost, tlak na međukralješničke diskove ravnomjerno je raspoređen, te su vlačne i tlačne sile na ligamente kralježnice minimalne.

1.1.2. Vratna (cervikalna) kralježnica

Struktura kralješaka različita je ovisno o segmentu kralježnice. Iako se tijelo, luk i otvor kralješka te položaj površina kralješničkog zgloba razlikuju u trima segmentima kralješničkog stupa, određene osnovne strukture nalaze se u svim kralješcima.

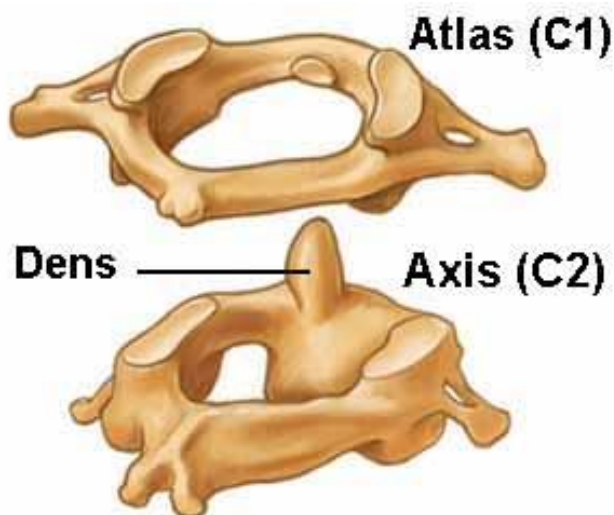
Vratna kralježnica (Slika 3 [9]) ima najveći stupanj mobilnosti te mogućnost brzog pokreta duž cijele duljine. Sastoji se od 7 kralješaka (C1 do C7). Kralješci C1, C2 i C7 drugačiji su od ostalih vratnih. Razlog tome je omogućavanje davanja potpore glavi te njenu mobilnost.



Slika 3. Vratna kralježnica

Kralješak C1 (poznatiji kao Atlas) kružnog je oblika i direktno nosi težinu glave. Sastoji se od dva lateralna elementa spojena prednjim i stražnjim lukovima. Spojen je ocipitalnom kosti lubanje (potiljkom) preko zglobnih nastavaka i tako omogućava kretnje glave prema naprijed, natrag i u stranu za nekoliko stupnjeva.

Posebna struktura drugog vratnog kralješka C2, Axisa, s njegovim nastavkom u obliku zuba (*dens axis*) koji se produžuje u šupljinu C1 omogućava rotaciju glave. *Dens axis* pozicioniran je čvrstim ligamentom kako ne bi oštetio leđnu moždinu.



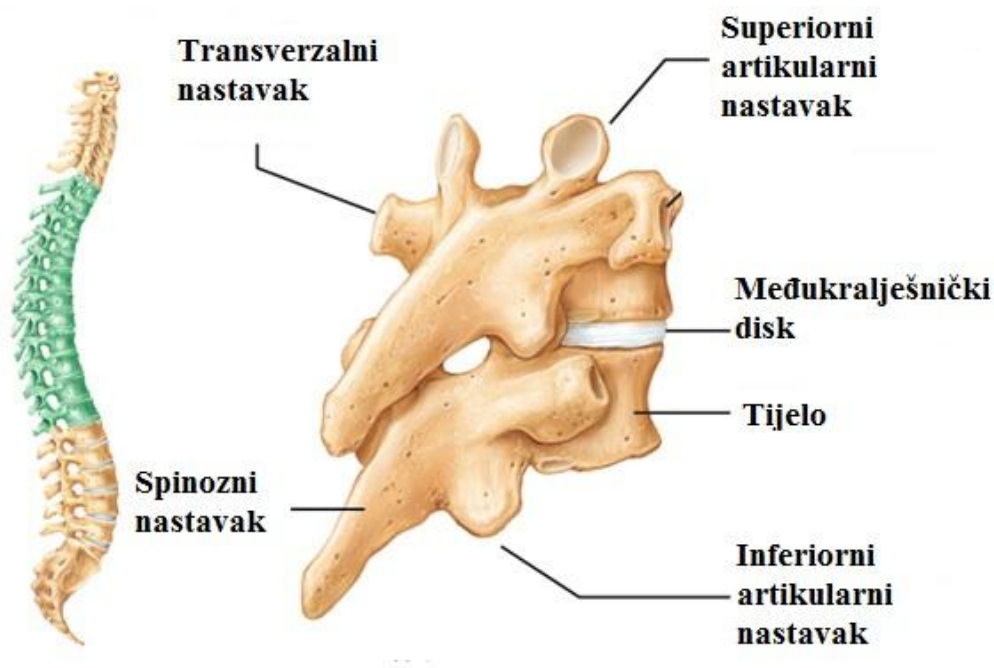
Slika 4. Kralješci C1 i C2

Atlas, Axis i ocipitalna kost lubanje povezani su složenim sustavom ligamenata koji u kombinaciji s atlantoocipitalnim zglobovom, atlantoaksijalnim zglobovima i vezanim mišićima omogućavaju veliku mobilnost glave. Posebne značajke cervikalnih kralješaka su šupljine u transverzalnim nastavcima kroz koje se protežu kralješničke arterije koje se granaju duž obje strane vratne kralješnice kako bi opskrbile mozak krvlju i hranjivim tvarima [10].

Kralješak C7 ima najveći spinozni nastavak od svih vratnih, a kojeg je lako uočiti kao izbočinu na vratu prilikom fleksije glave.

1.1.3. Prsna (torakalna) kralješnica

Prsna kralješnica (Slika 5 [9]) ima najmanji stupanj mobilnosti. Sastoji se od 12 kralješaka (T1 do T12) i sastoji se od karakteristične torakalne kifoze (izbočenja).



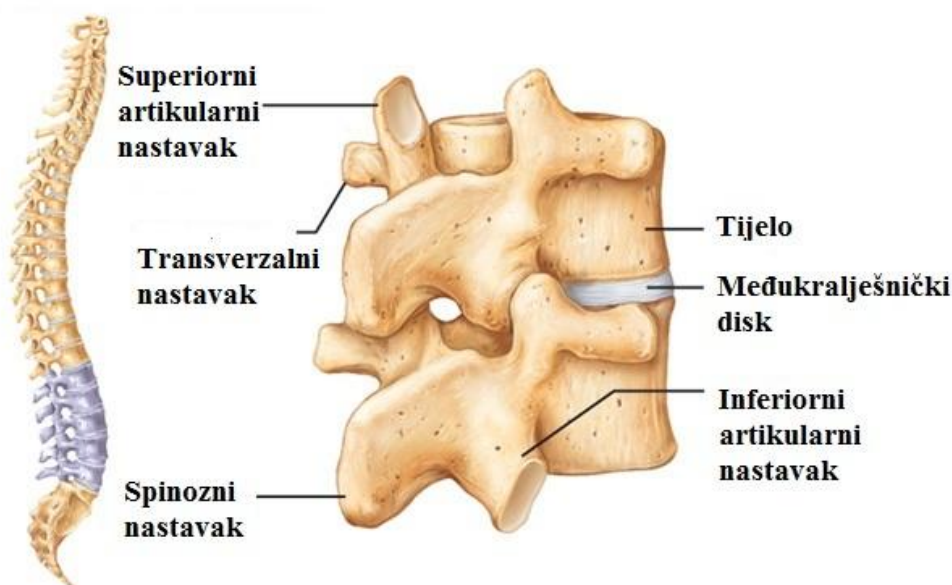
Slika 5. Prsna kralješnica

Prsni kralješci su veći od vratnih te imaju relativno teško tijelo s ravnim trostranim zaobljenim oblikom koji je niži s prednje strane. Debeli trostrani kralješnički nastavci usmjereni su prema dolje i prema natrag. Kralješnička šupljina je okruglog oblika i manja nego kod vratnih kralješaka.

Posebnost torakalnih kralješaka leži u mjestima gdje se spajaju s rebrima. Svaki transverzalni nastavak ima tri zglobne veze pomoću koje je spojen s rebrima. Ti spojevi zaštićeni su i pozicionirani čvrstim zglobnim čahurama i ligamentima. Svih 12 kralješaka zajedno s pripadajućim 12 pari rebara i prsnom kosti, takozvanim sternumom, štite unutarnje organe [10].

1.1.4. Slabinska (lumbalna) kralješnica

Slabinsku kralješnicu (Slika 6 [9]) čini pet kralješaka (L1 do L5). Tijela kralješaka veća su nego u ostalih segmenata iz razloga što slabinska kralješnica nosi velik dio težine tijela.



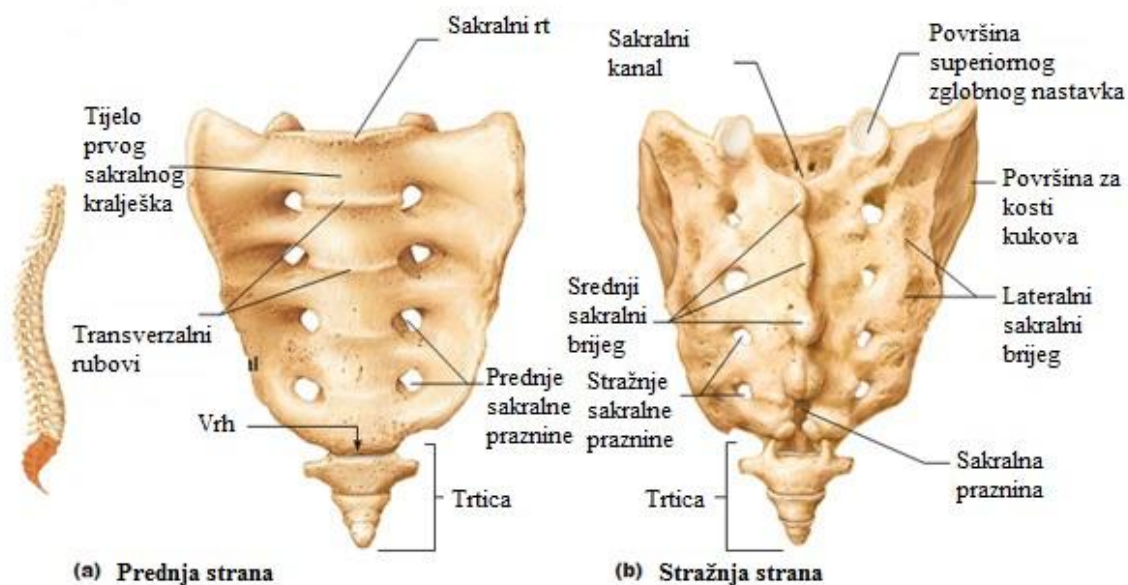
Slika 6. Slabinska kralješnica

Kralješci su trostranog zaobljenog oblika, kao i u prsne kralješnice, s razlikom što je kod slabinskih prednja strana deblja. Transverzalni nastavci su debeli i horizontalno orijentirani, a kralješnička šupljina je trokutastog oblika i manja nego kod prsnih. Zbog posebne strukture i građe, osiguran je visok stupanj mobilnosti [10].

1.1.5. Sakralna i trtična kralješnica

Sakrum tvori stražnji zid zdjelice. Čine ga 5 kralješaka sraslih zajedno tako da čine trokutastu površinu čija široka gornja baza (sakralni rt) služi kao sjedište petog lumbalnog kralješka L5, dok se prema dolje sužava. Sa svake strane ima po četiri šupljine kroz koje prolaze živci i krvne žile.

Zglobni nastavci nalaze se sa strana gdje se spajaju s karličnim kostima zdjelice. Taj je spoj osiguran na mjestu snažnim sustavom ligamenata te dozvoljava samo ograničenu mobilnost [10].



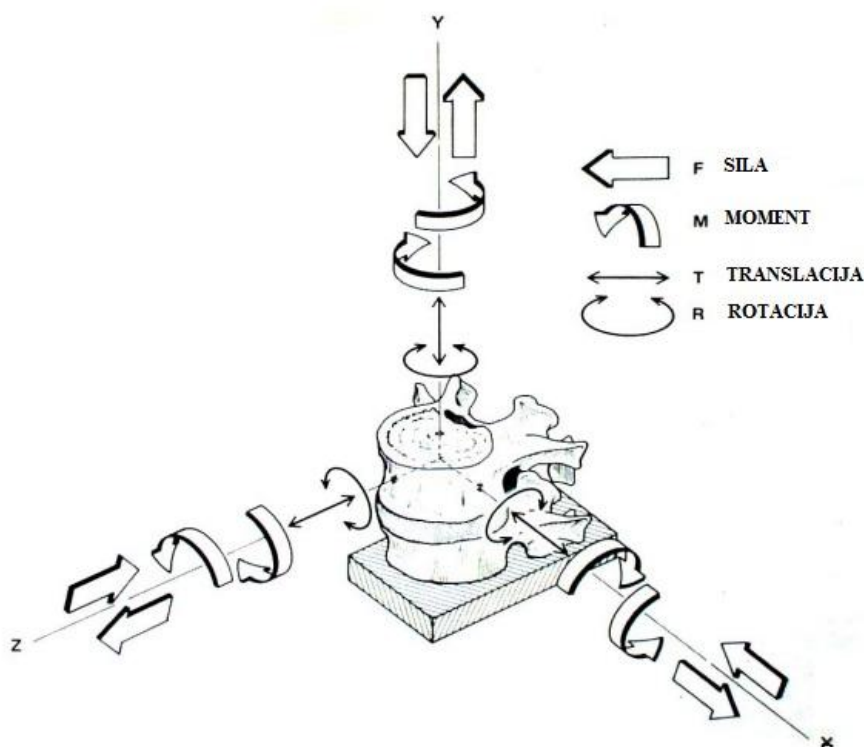
Slika 7. Sakralna i trtična kralješnica

Trticu (*coccyx*) čine četiri do pet sraslih kralješaka. Ona predstavlja ostatak repne kosti i osigurava hvatište za ligamente i mišiće zdjelice.

1.2. Biomehanika kralješnice

Iako se čovječji stav uglavnom promatra u uspravnom stajaćem položaju, on je vrlo individualan. Primarno ovisi o genetski uvjetovanoj baznoj strukturi kralješničkog stupa osobe, no moguće su brojne varijacije kao rezultat različitih faktora kao što su razvoj kosti i mišića, sustava ligamenata, te raznih psiholoških utjecaja. Kao što ne postoje dvije iste jedinice, tako ni stanje kralješnice dviju osoba ne može biti isto, bez obzira napravile one identičan pokret u istom vremenu s jednakom količinom energije koja je utrošena u njega.

Kralješnica ima mnogobrojne funkcije kako bi tijelo moglo nesmetano funkcionirati kao cjelina, a osnovne su omogućavanje uspravnog stava, prijenos težine, sudjelovanje u kretanju i zaštita leđne moždine. Ima mogućnost podnašanja aksijalne, lateralne i sagitalne rotacije te aksijalne, lateralne i anteroposterijalne (naprijed-nazad) translacije, što iznosi 6 stupnjeva slobode gibanja (Slika 8).



Slika 8. Mogućnosti pokreta

Najmanja funkcionalna jedinica kralješnice je jedan dinamički mobilni segment, a njega čine dva susjedna kralješka, međukralješnički disk i povezujući sustav ligamenata.

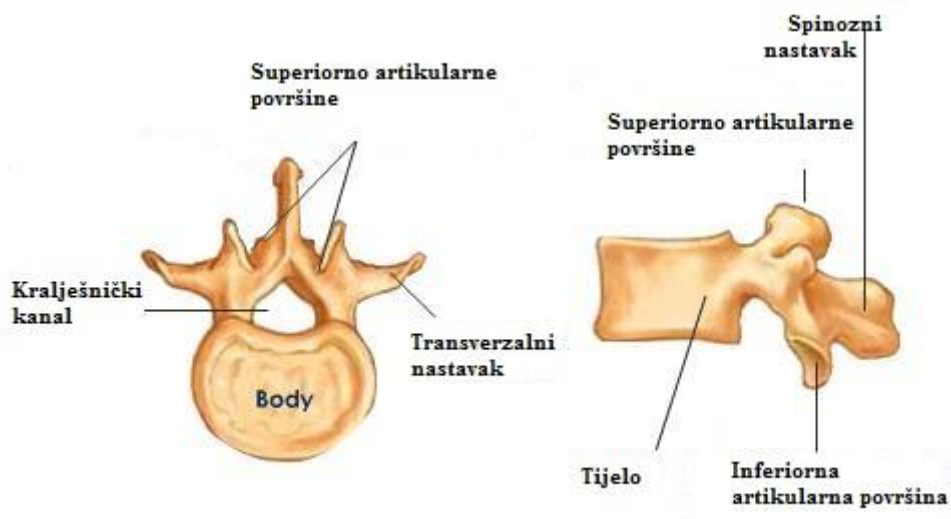
Međukralješnički disk srastao je s bazom i plohama kralješka te prednjim uzdužnim ligamentom, na taj način osiguravajući stabilnost, što se naziva i disko-ligamentna stabilnost. Deformabilnost pulpozne jezgre diska omogućava elastičnost. U jednom dinamičkom mobilnom segmentu postoji dvanaest smjerova kretanja, a oni su: tlak i vlak, lateralni pomaci (u lijevo i u desno), sagitalni pomaci (unaprijed i unazad), fleksija i ekstenzija (savijanje i istezanje), uvijanje te lateralni nagibi (lijevo i desno).

Gibljivost kralješnice uglavnom će ovisiti o stanju međukralješničkog diska iz razloga što je savitljivost između dva kralješka u direktnom odnosu s kvadratom visine diska i u indirektnom odnosu s kvadratom njihovog horizontalnog promjera. Smjerove pokreta u pojedinim segmentima određuju položaji malih zglobova, a međukralješnički diskovi imaju ulogu poluzgloba. On dozvoljava samo određenu međusegmentnu gibljivost. Svako prelaženje granica pokretljivosti mobilnog segmenta izaziva biomehaničku nestabilnost. Iako je kralješnica građom mnogozglobni mehanički sustav, biomehanička stabilnost dobiva se uravnoteženim odnosom oprečnih naprezanja jezgre u smjeru pritiska na tijelo kralješka i elastične otpornosti ligamenta koji ih spaja. Tako se omogućava ograničeno gibanje unutar tijela u teoretski svim smjerovima, no predodređeno je položajem malih zglobova[11].

Međukralješnički zglobovi funkcioniraju kao centar rotacije između kralješničkih tijela, kao prednjeg dijela kralješničkog stupa, i stražnjeg dijela kojeg čine poprečni kralješnički nastavci, sustav ligamenata te duboka leđna miškulatura. S vremenom i trošenjem taj sustav stabilnosti kralješnice ima tendenciju razviti nestabilnost koje, ako se ne intervenira, u konačnici mogu završiti degenerativnim bolestima kralješnice [11].

1.2.1. Biomehanika slabinske kralješnice

Kralješci slabinske kralješnice L1-L5 najveći su od onih u ostalim segmentima. Razlog takve njihove strukture leži u tome što nose najveća opterećenja i težinu tijela. Imaju šest stupnjeva slobode gibanja, tri translacije i tri rotacije. L4 i L5 imaju ograničeno gibanje jer su sustavom ligamenata čvrsto povezani sa sakrumom.



Slika 9. Lumbalni kralješak

Superiorna artikularna površina gleda unatrag i prema sredini, a inferiorna artikularna površina gleda prema naprijed i sa strane. Superiorna površina je konkavnog oblika, a inferiorna konveksnog kako bi kralješci mogli nalijegati jedan na drugi. Obje su glatkih površina u svrhu smanjenja trenja. Zbog takvog oblika navedenih površina, moguća je samo mala aksijalna rotacija za svaki kralješak zasebno ili kao grupa.

U slabinskoj kralješnici uglavnom se javlja fleksija i ekstenzija, iako postoji i mala mogućnost nagiba u stranu te gotovo zanemariva rotacija. Maksimalna pokretljivost pri savijanju je od 60° do 70° i do 30° pri istezanju, a lateralni nagib kreće se do 30° . Stupanj rotacije svakog pojedinog mobilnog segmenta u slabinskoj kralješnici ograničen je na tek 2° . Donji dio slabinske kralješnice, na prijelazu prema sakralnoj, smatra se kritičnom točkom. Razlog tome je što kralješak L5 pokazuje tendenciju pomaka prema naprijed kao reakcija na promjene lumbosakralnog kuta, što može uzrokovati spondilolistezu (klizanje tijela kralješka i njegovih gornjih zglobnih nastavaka i transverzalnih nastavaka preko kralješka koji se nalazi ispod, pri čemu kralješnički kut s donjim zglobnim nastavcima ostaje u prvobitnom položaju). Spondilolisteza se može pojaviti u svakom kralješničkom segmentu slabinske kralješnice [11].

Ispitivanja pokazuju da se opterećenje prilikom tlaka prenosi uglavnom preko prednjeg dijela, a spojni zglobovi dvaju kralješka nose otprilike 18%. Koliko će stražnja strana nositi ovisi o položaju kralješnice i zdravstvenom stanju međukralješničkog diska. Iako dio tijela iznad L3 kralješka iznosi otprilike 60% mase tijela, položaj u fleksiji od 20° rezultira s opterećenjem od 250% mase tijela na tom nivou. Prilikom držanja utega od 20 kg u stajaćem položaju, opterećenje se penje na 300% mase tijela, što znači da opterećenje u spinalnoj kralješnici tokom dnevnih aktivnosti može doseći vrlo visoke vrijednosti [12]. Ključ podnašanja takvih opterećenja u kralješnici leži u hidrostatskom tlaku

koji se javlja u pulpoznoj jezgri diska. Fibrozni prsten nabubri kao posljedica djelovanja tog tlaka te na taj način raspoređuje opterećenje.

Za analizu opterećenja slabinske kralješnice uglavnom se uzima u obzir tlak ili raspodjela naprezanja unutar međukralješničkog diska, a ono ovisi o stupnju istrošenosti diska. Pod jednolikim tlačnim i ekscentričnim tlačnim opterećenjem zdrav disk ima jednoliku distribuciju naprezanja preko cijelog diska. Srednja vrijednost tlačnog naprezanja povećava se s fleksijom ili lateralnim sagibanjem, no smanjuje s ekstenzijom. Razlog tome je što se veći dio opterećenja prenosi preko spojnih zglobova kralješaka. Jako istrošeni diskovi također imaju jednoliku distribuciju opterećenja prilikom tlačnog naprezanja, ali kada su opterećeni ekscentrično distribucija je bila nejednolika. Ta asimetrija kod istrošenih diskova povećava se s kutom nagiba i stupnjem istrošenosti. Kako se disk troši, dio prijenosa opterećenja premješta se na periferne elemente [12].

Kralješnica nije opterećena samo na tlak, već na nju djeluje kombinacija tlačnih i smičnih sila. Pod smičnim opterećenjem zdrav disk prenosi periferno preko fibroznog prstena, dok pulpozna jezgra ima vrlo malu ulogu tom procesu.

1.3. Kinematika kralješnice

Kinematika kao takva proučava gibanje tijela. Gledajući kralješnicu kao cjelinu može se ustvrditi da je gibanje kralješnice poprilično složeno. Normalna gibanja okarakterizirana su zajedničkim parametrima duž segmenata kralješnice. Kada se dio kralješnice optereti silom ili momentom, prvo će se pomaknuti iz neutralnog položaja u onaj pri kojemu će se kao reakcija pojaviti dovoljno veliko protuopterećenje. Prvotno gibanje naziva se neutralna zona. Njeno postojanje omogućava da kralješnica podnese relativno velika gibanja s vrlo malim radom mišića. Povećanje te zone ukazuje na abnormalnu strukturalnu promjenu koja može uzrokovati probleme. Po izlasku iz neutralne zone dolazi do očvršćivanja, tj. elastične zone. Pomak pri maksimalnom opterećenju ili na granici gibanja naziva se raspon gibanja. Ta tri parametra: neutralna zona, elastična zona i raspon gibanja vjerno opisuju složeni odnos nelinearnog opterećenja i pomaka kralješnice. Taj nelinearan odnos zajednički je gotovo svim biološkim tkivima, a struktura kralješnice pokazuje viskoelastična svojstva kao posljedicu viskoelastične prirode svojih segmenata [7].

Fleksija opisuje nagib prema naprijed oko osi okomite na sagitalnu ravninu, a ekstenzija nagib prema natrag oko te iste osi. Zajedno, fleksija i ekstenzija smatraju se sagitalnim nagibom. Lateralni nagib opisan je kao nagib u stranu (lijevu ili desnu), a aksijalna torzija odnosi se na rotaciju glave u lijevo ili u desno.

Gibanje se odnosi na putanju pomaka koju kralješak prati kad je opterećen. Kada gibanje odstupa od onoga što se smatra normalnim za pojedini dio kralješnice, vrlo je vjerojatno da to ukazuje na abnormalnosti kralješnice.

Trenutna os rotacije je ona oko koje kralješak rotira u jedinici vremena. Kod normalnih segmenata kralješnice trenutna os za svaku od rotacija nalazi se na relativno malom području unutar samog segmenta. Kada je riječ o abnormalnim segmentima kralješnice kao što je to slučaj degenerativnog diska, trenutne osi mogu se pomaknuti i izvan fizičkog prostora segmenta [7].

1.4. Mehanička svojstva kralješaka

Kosti kralješaka primarno su od anizotropnog viskoelastičnog materijala, no pod djelovanjem naprezanja ponašaju se elastično. Modul elastičnosti i čvrstoća ovisit će o njihovoj gustoći. Za zdrave odrasle osobe opterećenje raste od vratne prema slabinskoj kralješnici, pa su stoga strukture kralješaka različite ovisno o segmentima. Općenito, tijelo kralješka najjače je u središtu, a najslabije u posterolateralnom području. Dob i patologija imaju velik utjecaj na povećanje poroznosti kralješka čineći ga neotpornim na trošenje. Povećanje poroznosti od 25% može rezultirati s 50% smanjenja čvrstoće kralješka [7].

2. METODA RADA

2.1. Opis sustava

2.1.1. Mjerni sustav BTS Bioengineering ELITE

Kako bi bilo moguće izraditi protokol za analizu opterećenja slabinske kralježnice korištenjem programskog paketa BTS SMART Analyzer, snimanjem gibanja tijela dragovoljnog ispitanika potrebno je prikupiti podatke o geometrijskim značajkama pokreta.

Snimanje pokreta (*motion capture*, *MOCAP*) je tehnika digitalnog snimanja gibanja, tj. 3D prikaz izvedbe nekog objekta u pokretu ili mirovanju. Ima vrlo rašireno područje primjene, pa se koristi u svrhu biomehaničkih istraživanja (medicina, analiza hoda i rehabilitacija, stav i motorička kontrola, sportska izvedba), bioinženjerstva (ergonomija, simulacije i vizualizacije) te zabave (računalne igre, filmska industrija...).

Sustavi za snimanje parametara gibanja objekta/ispitanika koji su se do danas pokazali kao najpraktičniji su optoelektronički sustavi s pasivnim markerima koji bilježe pokret. Takvi su, na primjer, sustavi tvrtke BTS Bioengineering – ELITE i SMART. Infracrveni optoelektronički mjerni sustavi vrše prikupljanje podataka, a sama analiza temelji se na njihovom pronalaženju i trodimenzionalnoj rekonstrukciji pasivnih markera koji su postavljeni na zadane anatomske točke.

Reflektirajući markeri u obliku kuglice pričvrste se na objekt koji se promatra. U ovom slučaju to je ljudski ispitanik. Blijesak infracrvene svjetlosti čiji se izvor nalazi u senzoru kamere „osvijetli“ markere, a taj se odbljesak detektira na samom senzoru. Osjetljivost kamere omogućava detekciju samo odbljeska s markera, a ostale izvore poput kože ili odjeće ignorira. Markeri su okrugli kako bi njihova refleksija dala jednak intenzitet bez obzira na njihov trenutni položaj. Za razliku od pasivnih (reflektirajućih) markera, postoje i aktivni koji sami emitiraju svjetlost, no o takvima ovdje neće biti riječi.

Refleksiju markera registriraju kamere osjetljive na infracrvenu svjetlost. Obzirom da one imaju adresiran svaki *piksel* snimljene slike, ona se u digitalnom obliku prenosi u računalo na prepoznavanje položaja pojedinih markera u svakom trenutku. Da bi se mogao odrediti nepoznati položaj markera u prostoru na temelju snimki kamera poznatih pozicija, potrebno je prethodno utvrditi (snimiti) niz kontrolnih točaka (markera) čije su međusobne udaljenosti u prostoru točno poznate i koji su raspoređeni unutar prostora u kojem će biti izvršeno snimanje. Taj se postupak naziva kalibracijom kamere. Kalibracija prostora odnosi se na definiranje koordinata prostora mjerenja, tj. koordinatnog sustava, s koordinatnim okvirom s devet statičkih markera. Nakon kalibracije prostora vrši se

kalibracija platforme sila koja se izvodi pomoću koordinatnog okvira sa šest statičkih markera. Nakon izvršene kalibracije sustava, može se vršiti snimanje [13,14].



Slika 10. Kalibracija sustava

Sustav koji je korišten u svrhu izrade zadanog protokola i ovog diplomskog rada je ELITE 2002 i nalazi se u Biomehaničkom laboratoriju na Kineziološkom fakultetu u Zagrebu. Tamo su vršena sva mjerenja i ispitivanja izrađenog protokola. Sustav se sastoji od osam kamera frekvencije 100 Hz, te dvije video kamere frekvencije 30 Hz, kontrolne jedinice i sklopovlja te programske podrške [13]. Platforma za mjerenje reakcije podloge tvrtke je Kistler, udijeljena Kineziološkom fakultetu od strane Fakulteta strojarstva i brodogradnje u Zagrebu.



Slika 11. ELITE - markeri i kamera



Slika 12. ELITE - kamere i platforma sila

2.1.2. BTS SMART Analyzer računalni paket

Godinama je elaboracija ispitivanja u svrhu dobivanja izvješća koristeći softver za analizu pokreta bila dopuštena samo za ona ispitivanja koja su koristila konvencionalan razmještaj markera, poput Davisovog protokola za analizu hoda. Prikupljanje podataka i obilježavanje markera za samostalno napravljeni protokol bilo je moguće, no sama elaboracija ispitivanja u svrhu interpretacije podataka bila je moguća samo kao *export* podataka iz softvera za analizu pokreta te korištenja drugih, alternativnih aplikacija [4]. Proračuni su se vršili ručno u programima poput Matlaba i njihovo je provođenje bilo komplicirano, dugotrajno i sklono greškama. Danas, pojavom moćnog softvera za biomehanička ispitivanja koji nudi mogućnost brzog i jednostavnog izračuna, SMART Analyzera, to više nije slučaj.

BTS SMART Analyzer je program koji nudi rješenje za brzu biomehaničku analizu pokreta s trodimenzionalnim kinematičkim podacima, video i analognim podacima koji se prikupljaju na platformi sila, elektromiografa ili nekih drugih uređaja. Zahvaljujući svojoj fleksibilnosti i mogućnostima obrade podataka, SMART Analyzer predstavlja tehnologiju koja je idealna za analizu pokreta koji ovisi o mnogo faktora. To ga čini primjenjivim u raznim područjima koja se bave analizom pokreta poput neuropsihologije, protetike, robotike, veterinarstva, fonetike i sporta. Biomehanička funkcija softvera je dizajn računalne sheme koji generira sve potrebne podatke za potrebe kompletne analize pokreta [4].

SMART Analyzer je jednostavan, *user friendly*, brz i dinamičan program za izradu i analizu protokola i to zahvaljujući svom vizualno preglednom sučelju i sposobnosti proračunavanja. Koristi Intel IPP knjižnice za digitalnu obradu signala. Sva svojstva i mogućnosti izgleda programa i ispisa rezultata kontrolira korisnik. Integrirani sustav za obradu grafike automatski stvara multimedijalne prezentacije u HTML obliku i to bez ograničenja formata stranica.

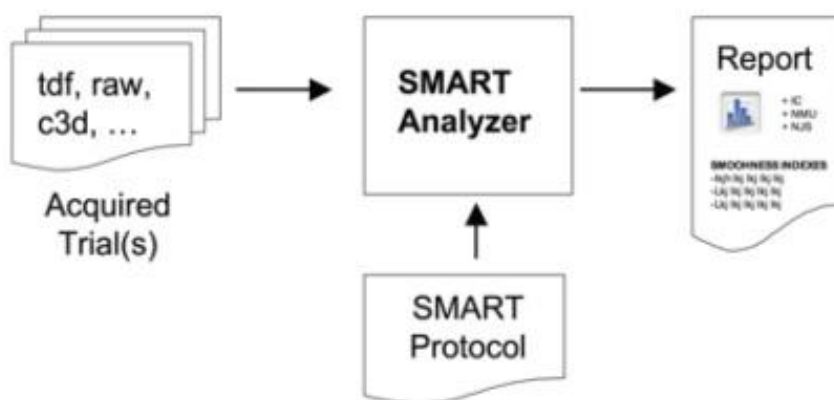
Program se lako integrira s drugim MOCAP sustavima i s najučestalijim aplikacijama. Zahvaljujući mnogobrojnim oblicima datoteka koje podržava, kompatibilan je s Matlabom te se dobivena rješenja mogu prikazati kao prezentacija u Excelu, Wordu ili PowerPointu.

Neke od osobitosti SMART Analyzera su [4]:

- *step by step* generiranje svih biomehaničkih podataka koristeći intuitivno sučelje s jednostavnim *drag and drop* operacijama
- obrada raznih vrsta biomehaničkih podataka: udaljenosti, kutova, brzina, akceleracija, sila, momenata, snaga...
- prezentacija podataka s trodimenzionalnim preglednicima, grafovima i numeričkim tablicama

- implementacija svih učestalih tehnika interpolacije, izravnavanja te filtriranja raznih signala
- generiranje anatomskih referentnih sustava različitih od onog laboratorijskog, što dozvoljava analizu i prezentiranje podataka u različitim koordinatnim sustavima
- vremenska analiza signala, što tijekom snimanja omogućava ručno definiranje događaja
- *import/export* i arhiviranje datoteka u različitim oblicima, poput teksta i drugih standardnih oblika (c3d)
- pohrana i usporedba podataka homogenih grupa pacijenata
- za svaki protokol mogu se postaviti razni mjerni uređaji
- svi podaci unutar izvješća mogu se prikazati koristeći vektorsku grafiku (SVG), dostupni objekti su grafovi i ciklogrami, tablice, tekstualne kućice, slike i video zapisi
- brza izrada izvješća jednostavnim operacijama miša na principu *drag and drop* objekata, svaki objekt može se pomaknuti, kopirati ili mu se može promijeniti veličina unutar same stranice ili s jedne stranice na drugu
- izvješće se može ispisati ili spremiti u .html ili .pdf obliku, a posebni objekti mogu se prebaciti u druge aplikacije (Word ili PowerPoint)

Program kao ulaz uzima protokol i varijabilni broj provedenih mjerenja. Iako bi potencijalno mogao raditi s bilo kojim sustavom dobivenih podataka, potrebno je označiti markere prema modelu napravljenom i obilježenom koristeći BTS Smart Tracker ili BTS Tracker. Na taj će način moći obraditi prikupljene podatke mjerenja.



Slika 13. Radna shema SMART Analyzera

Slika 13 [15] daje cjelokupni prikaz kako SMART Analyzer funkcionira. Program ima mogućnost rada s mnogo različitih oblika datoteka u kojima su podaci rekonstruirani i označeni te koristeći određeni protokol može izdati željeno kliničko izvješće.

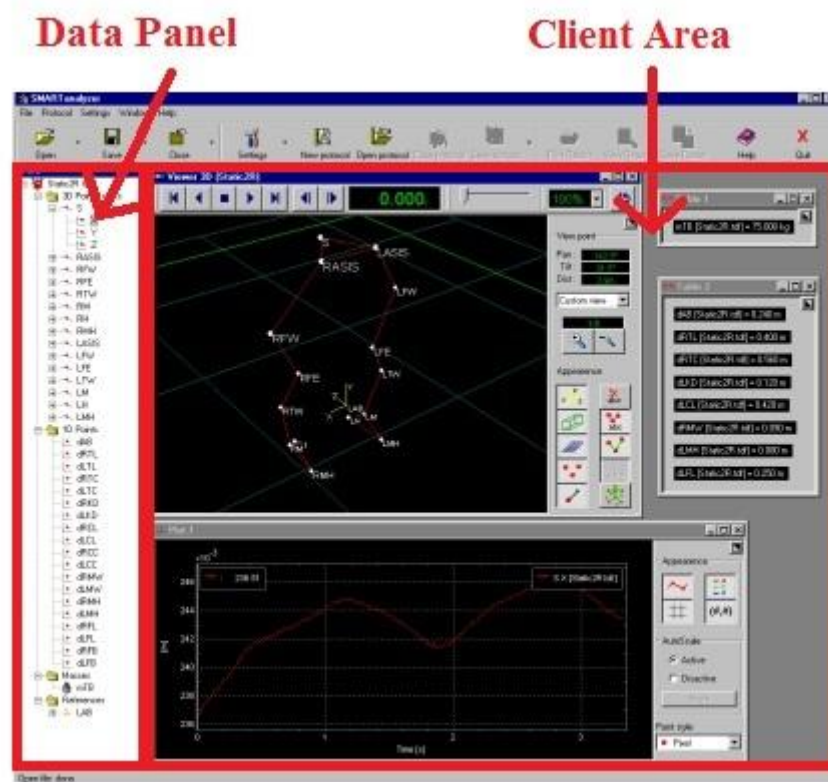
SMART Analyzer kvantitativno procjenjuje prikupljene podatke. Dozvoljava da prilagođeni protokoli automatski generiraju sve potrebne podatke za cjelokupnu analizu pokreta. Korisnik ima sposobnost i mogućnost s lakoćom i efikasnošću razviti prilagođene protokole za analizu. Multimedijalno izvješće može se konfigurirati u ovisnosti o potrebi te se može ispisati, *exportati* ili objaviti *online*.

U nastavku će ukratko biti objašnjen osnovni princip rada SMART Analyzera.

Pomoću jednostavnog grafičkog *drag and drop* sučelja mogu se analizirati snimljeni podaci, izraditi računalne sheme (protokoli) koje će elaborirati podatke te, napokon, izraditi izvješća željenih rezultata u grafičkom obliku.

SMART Analyzer je dosta moćan instrument za vršenje analiza koji korisniku dozvoljava brzo izvesti kompleksnije operacije, postaviti računalnu shemu i izvješća koji se naknadno mogu automatski aplicirati na nove podatke i nove analize.

Otvaranjem programa vide se dva područja glavnog prozora – Data Panel s lijeve i Client Area (siva površina) s desne strane (Slika 14 [15]). Data prozor sadrži sve podatke koji su trenutno otvoreni u programu i koji se mogu odvući i vidjeti grafički u Client prozoru. U Client prozoru otvaraju se 3D video preglednik, grafovi te tablice. Koji god se podaci odvuču, bit će prikazani u navedenim oblicima. Na primjer, ako se želi vidjeti kako zapravo izgledaju podaci pohranjeni u Data prozoru, njihovim odvlačenjem u Client prozor, marker postaje graf njegove trajektorije, stavka postaje tablica, dok se slike i video zapisi vide kao takvi.



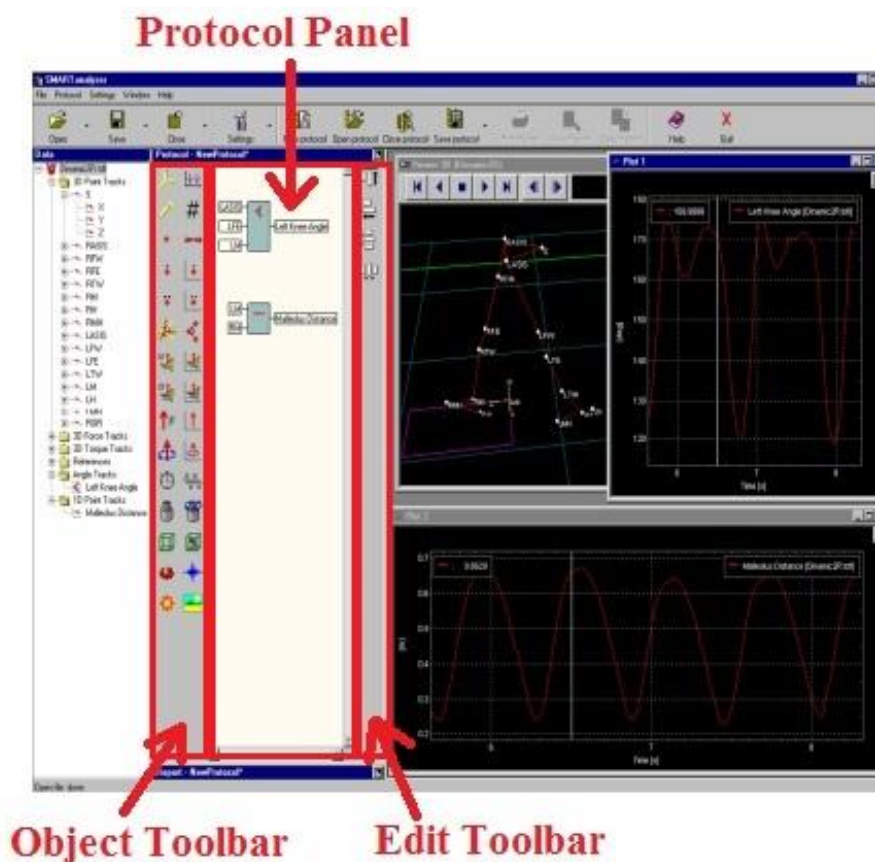
Slika 14. SMART Analyzer - glavni prozor

Početna točka za izračun svih željenih podataka je protokol. U njemu se definiraju i zadaju željene operacije u koje ulaze podaci prikupljeni snimanjem. Kao takav, može se spremiti i potom automatski aplicirati za sva snimanja čiji su podaci prilagođenih konvencionalnih imena. Funkcije protokola se grafički slažu u Protocol Panel (Slika 15 [15]), koji također funkcionira prema jednostavnom *drag and drop* principu.

Protocol prozor pojavljuje se s desne strane Data prozora prilikom njegovog pokretanja ili prilikom izrade novog protokola. U njemu se nalaze svi alati za izradu novog računalnog modela. S njegove lijeve strane nalazi se Object Toolbar, a s desne Edit Toolbar. U prvom se nalaze opcije za pokretanje svake od operacija koje program može izračunati, a u drugom su kontrole za podešavanje izgleda protokola. U lijevu kolonu u Object Toolbaru smješteni su operatori za 3D podatke, dok su u desnoj operatori za 1D podatke. Svaki operator je poseban, postoji točno određeni ulaz (*input*) koji prihvaća, pa tako može tražiti jednu ili više vrijednosti za potrebe izračuna. Većina operatora ima samo jedan izlaz (*output*). Treba napomenuti da 1D operator neće prihvatiti 3D ulaz, kao što ni 3D operator neće prihvatiti 1D.

Kako bi korisnik vidio 3D ispitivanje (a ono je isključeno), potrebno je jednostavno odvući ime ispitivanja iz Data prozora u Client prozor s desna. Na isti se način mogu vizualizirati i sve trajektorije i sile. Isto tako, ako se nedavno stvoreni operatori odvuču iz Protokol prozora u Client prozor i oni će

se vizualizirati. Također, svakim novim definiranjem varijable, korisnik dodjeljuje željeno ime operatoru.



Slika 15. SMART Analyzer - Protocol Panel

U Protocol prozoru nalaze se grafički elementi, tj. operatori koji predstavljaju temeljne jedinice računalnog modela. Svaki operator izvodi matematičku funkciju i kao ulaz uzima i do četiri stavke podatka (koje se dovlače iz Data Panela). Kao izlaz stvara nove stavke koje ovisno o matematičkoj funkciji koja je provedena mogu biti različitih oblika. Na primjer, na slici 15 [15] prikazan je kut između tri točke čiji operator uzima tri 3D točke (snimljene pozicije markera) kao ulaz i stvara zapis kuta kao izlaz. Svakim novim izlazom, odnosno izračunom, u Data prozoru stvara se novi zapis, rješenje matematičkog izračuna.

U konačnici, misao vodilja prilikom korištenja SMART Analyzera je „Što se želi dobiti?“. Svi alati i operatori dizajnirani su s mišlju da nude odgovor na to pitanje. Cilj svakog novog protokola je da od uvedenih ulaznih veličina, tj. snimljenih podataka, preko definiranih operatora koje korisnik izabere, vrši izračun i izbaci tražene vrijednosti kao izlaz.

2.2. Zahtjevi na protokol

U svrhu izrade novog protokola u programskom paketu BTS SMART Analyzer, postupak snimanja pokreta i obrade podataka te elaboriranje dobivenih rezultata provodi se prema slijedećim koracima:

1. kalibracija sustava
2. anatomska kalibracija ispitanika
3. postavljanje pasivnih markera
4. snimanje pokreta
5. obrada snimljenih podataka
6. definiranje protokola
7. obrada dobivenih rezultata
8. analiza i elaboracija rezultata

2.2.1. Anatomska kalibracija ispitanika

Nakon provedene kalibracije sustava opisane u poglavlju **2.1.1. Mjerni sustav BTS Bioengineering ELITE**, potrebno je izvršiti anatomsku kalibraciju ispitanika, tj. uzeti mu antropomjere i sastav tjelesne mase. Određuju se visina, masa, širina oba koljena, širina oba skočna zgloba, širina i dubina zdjelice, širina ramena, duljina obje noge od kuka do skočnog zgloba te duljina kralješnice od prvog vratnog kralješka do zdjelice. Uzimanje navedenih antropomjera potrebno je radi utvrđivanja prostornih položaja zamišljenih središta zglobova na temelju izmjerenih prostornih položaja praćenih oznaka.

Osim antropomjera, ispitanik ispunjava upitnik o zdravstvenom stanju u kojem navodi zanimanje, aktivnosti ili sport kojim se bavi, eventualne ozlijede te operacije koje utječu na način kretanja i izvođenje pokreta. Navedeni podaci od važnosti su pri elaboraciji rezultata dobivenom biomehaničkom analizom obzirom da životne navike utječu na stav i način kretanja pojedinca.

2.2.2. Postavljanje pasivnih markera

Postavljanje markera vrši se uz prethodno čišćenje kože kako bi se osiguralo bolje prijanjanje. Također, preporučljivo je markere postaviti izravno na kožu ili što je moguće bliže njoj, kako bi se izbjegle greške u proračunu. Zbog iznimne osjetljivosti sustava snimanja, markeri ne bi smjeli biti postavljeni na manje od 3 cm međusobne udaljenost, jer ih kamere detektiraju kao jednog, te prikupljeni podaci nisu mjerodavni. Ovaj nedostatak uzrokovao je manje poteškoće prilikom izrade protokola, no rezultati dobiveni iz nekoliko različitih snimljenih pokreta uzeti su u obzir prilikom analize opterećenja slabinske kralješnice u ovisnosti o položaju tijela, odnosno nagibu trupa.

2.2.3. Snimanje pokreta i obrada snimljenih podataka

U slučajevima snimanja onih pokreta kada ispitanik ne stoji na mjestu, već hoda ili trči, potreban je veći broj ponavljanja, odnosno više snimanja kako bi se mogao utvrditi obrazac pokreta (analiza hoda). Snimanja se ponavljaju dok se ne prikupi dovoljan broj kvalitetnih snimaka, točnije onih u kojima će ispitanik imati pravilan kontakt s platformom i to sa svakim stopalom. Pravilnim kontaktom smatra se onaj cijelim stopalom jedne noge na platformu.

Nakon provedenih potrebnih snimanja, podatke koje su markeri prikupili, a sustav zabilježio, ručno se obrađuju u računalnom programu Tracklab. Na način na koji su markeri fizički bili postavljeni na ispitanika napravljen je žičani model, a svakom je markeru dodijeljena njegova oznaka.

Na temelju postavljenog žičanog modela bit će izrađen protokol koji će u sebi imati definiran svaki pojedini marker. Prilikom svakog slijedećeg snimanja i prikupljanja podataka različitih vrsta pokreta, nužno će biti postaviti markere na način opisan gore kako bi tvorili navedeni žičani model. Nakon označavanja (i prepoznavanja - za svako slijedeće snimanje drugih ispitanika) markera na modelu, potrebno je obraditi dobivenu snimku, odnosno osigurati da u svakom kadru snimljenog pokreta svaki marker bude vidljiv i ispravno označen, onako kako je definiran na žičanom modelu. O tome ovisi hoće li rezultati analize biti suvisli i hoće li se moći naknadno interpretirati.

U slučaju da se u jednom ili više kadrova snimke pojedini marker ne vidi, odnosno ne registrira ili ga nije moguće označiti, zbog preosjetljivosti sustava za snimanje mjerenja pokreta, protokol za taj marker u navedenom kadru ili navedenim kadrovima neće izbacivati rješenja, tj. graf pojedine funkcije u ovisnosti o vremenu u tom će trenutku biti prekinut. Primjer toga vidjet će se u nastavku, kod prezentacije rezultata analize, obzirom da su pojedini markeri imali tendenciju nestajanja u nekim

kadrovima kada ih kamere zbog prirode izvedenog pokreta ili zbog svoje preosjetljivosti nisu bile u mogućnosti detektirati.

2.2.4. Definiranje protokola

Na početku definiranja novog protokola potrebno je otvoriti snimku pokreta u .RAW obliku obrađenu u gore navedenom Tracklabu. U njoj su markeri definirani i označeni te predstavljaju trodimenzionalne točke koje će protokol obraditi.

Protokol opisuje skupina izraza (operatora) koji obrađuju uvedene podatke i, ovisno koji operatori su odabrani, izbacuju dobivena rješenja. Kako bi rezultati bili zaista oni koji se traže, potrebno je voditi računa o pravilnom redoslijedu i vrsti varijabli koje se unose u pojedini operator.

2.2.5. Obrada dobivenih rezultata

Odmah nakon definiranja pojedinog operatora, protokol ga proračunava te obrađene podatke u vidu rješenja prikazuje u Data prozoru. Trodimenzionalne veličine poput sila i momenata ispisane su za svaku koordinatnu os zasebno i to za svaki kadar snimke. Grafički prikaz rješenja može biti vidljiv odmah i to tako da se dobivena veličina odvuče u Client prozor.

2.2.6. Analiza i elaboracija rezultata

U protokolu je definiran i izgled izvještaja, odnosno popis i vizualni prikaz za svaku pojedinu dobivenu vrijednost zasebno. Izvješće se ispisuje u .html obliku. Svakim novim pokretanjem protokola za svakog slijedećeg ispitanika protokol će automatski napraviti izvješće u vidu dijagrama s dobivenim rezultatima na temelju čega će se ispitanika/pacijenta moći uputiti u nastavak liječenja/tretmana/rehabilitacije.

3. IZRADA PROTOKOLA

3.1. Definiranje i postavljanje markera

Tablica 1. Oznake markera

Oznaka markera	Mjesto markera
Mk0	glava prednje
Mk1	glava stražnje
Mk2	C1
Mk3	C7
Mk4	desno rame
Mk5	lijevo rame
Mk6	desni lakat
Mk7	desno zapešće
Mk8	desna šaka van
Mk9	desno šaka unutra
Mk10	lijevi lakat
Mk11	lijevo zapešće
Mk12	lijeva šaka van
Mk13	lijeva šaka unutra
Mk14	T6
Mk15	T12/L1
Mk16	L3
Mk17	L5/S1
Mk18	S3
Mk19	desna stražnja spina
Mk20	lijeva stražnja spina
Mk21	desna prednja spina
Mk22	lijeva prednja spina
Mk23	desni kuk
Mk24	lijevi kuk
Mk25	desno 1. koljeno
Mk26	lijevo 1. koljeno
Mk27	desno 2. koljeno
Mk28	lijevo 2. koljeno
Mk29	desni skočni zglobov
Mk30	lijevi skočni zglobov
Mk31	desni 6. prst
Mk32	desno stopalo unutra
Mk33	lijevi 6. prst
Mk34	lijevo stopalo unutra

Za protokol analize opterećenja slabinske kralješnice definirano je 35 markera (Tablica 1).

Markeri Mk0, Mk1, Mk2 i Mk3 uzeti su jer glava, kao nastavak na kralješnicu, ima utjecaj na raspodjelu opterećenja. Ima sposobnost rotacije i nagiba u odnosu na kralješnicu te je od važnosti za određivanje težišta tijela s obzirom da čini jedan od segmenata tijela [16].

Obzirom na zahtjeve zadatka, odnosno prilikom gibanja tijela prilikom dizanja tereta i rukovanjem istima, sustav ramena i gornjih udova ima ulogu prenošenja opterećenja s tereta preko šaka, ruku, ramena na kralješnicu, te su stoga uzeti markeri Mk4, Mk5, Mk6, Mk7, Mk8, Mk9, Mk10, Mk11, Mk12 i Mk13. Za svaku od obje šake uzeti su markeri na zapešćima te na lateralnim stranama šake, ispod palca i ispod malog prsta. Na taj način mogu se postaviti koordinatni sustavi u šakama kao reference i to iz razloga što opterećenje izravno prelazi s tereta na šake, pa se sustavom poluga prenosi dalje do ostatka tijela i samog slabinskog dijela kralješnice. Prilikom dizanja tereta, pogotovo u trenutku svladavanja mehaničke ravnoteže tereta i početka njegova dizanja, uslijed nepravilnog položaja kralješnice na temelju već iskustvenih razloga slabinska se kralješnica pretpostavlja kritičnom točkom.

Mk14, tj. marker na kralješku T6 uzet je da daje opis kralješnice u tom dijelu, iako se kao takav može izostaviti jer u opisu zadatka stoji da je potrebno provesti analizu samo za slabinski dio kralješnice (L1 do L5).

Markeri Mk15, Mk16 i Mk17 definirani su kao vrlo bitni jer se nalaze na kritičnom dijelu kralješnice, te opisuju početak, sredinu i završetak slabinske kralješnice. Zbog osjetljivosti sustava i nemogućnosti raspoznavanja dvaju markera ukoliko se nalaze na premaloj međusobnoj udaljenost (3 cm) nije bilo moguće postaviti po jedan marker na svaki od slabinskih kralješaka. No, postavljanjem ovako definiranih triju markera, mogu se dobiti relevantni podaci potrebni za analizu opterećenja slabinske kralješnice. Marker Mk15 postavlja se na mjesto između dva segmenta kralješnice – prsnog i slabinskog, odnosno torakalnog i lumbalnog (T12/L1) i označava početak gledanog segmenta. Mk16 postavljen je na kralješak L3 kao sredinu slabinske kralješnice, dok je Mk17 na mjestu između slabinskog i sakralnog segmenta kralješnice (L5/S1), koji je ujedno i kritični, te će dobiveni podaci i rezultati protokola biti od izuzetne važnosti za daljnja razmatranja o opterećenju te točke.

Mk18 na mjestu trećeg sakralnog kralješka S3 definiran je kao mjesto spoja sa zdjelicom, što ga čini fiksnom točkom oko koje će se postaviti moment na pojedini segment kralješnice.

Markeri Mk21 i Mk22 zajedno s Mk17 i Mk18 definiraju referentni sustav zdjelice u odnosu na kralješnicu, te su kao takvi od značaja prilikom promatranja odnosa kralješnica-zdjelica.

Markeri Mk23, Mk24, Mk25, Mk26, Mk27, Mk28, Mk29, Mk30, Mk31, Mk32, Mk33 i Mk34 opisuju promjene u donjim udovima i kako će se isti ponašati prilikom podizanja tereta. Referentni sustavi

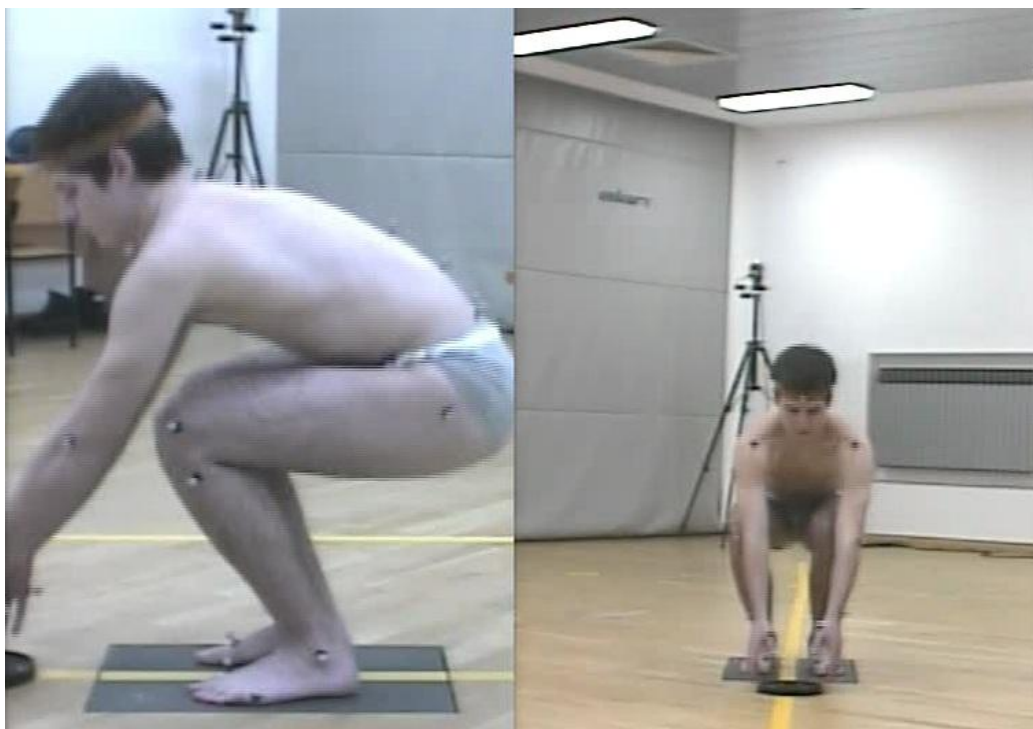
obaju stopala djeluju kao mjesto prijenosa opterećenja i rasterećenja kralježnice preko sustava poluga zdjelice, kukova i donjih udova na površinu stajanja.

3.2. Snimanje dizanja tereta

Nakon što su markeri postavljeni na gore definiran način, provodi se snimanje pokreta. Za potrebe izrade zadanog protokola, izvršeno je snimanje ispitanika prilikom podizanja tereta od 2,5 kg na nepravilan, odnosno pravilan način. Nepravilan način je onaj na koji većina ljudi podiže teret, a to je savinutim leđima i gotovo ravnim koljenima. Pravilan način sastoji se od čučnja, odnosno savijanja koljena, te ravnih leđa, tako da je opterećenje usmjereno prema donjim udovima, a manje prema kralježnici i njenom kritičnom slabinskom dijelu.



Slika 16. Nepravilno dizanje tereta

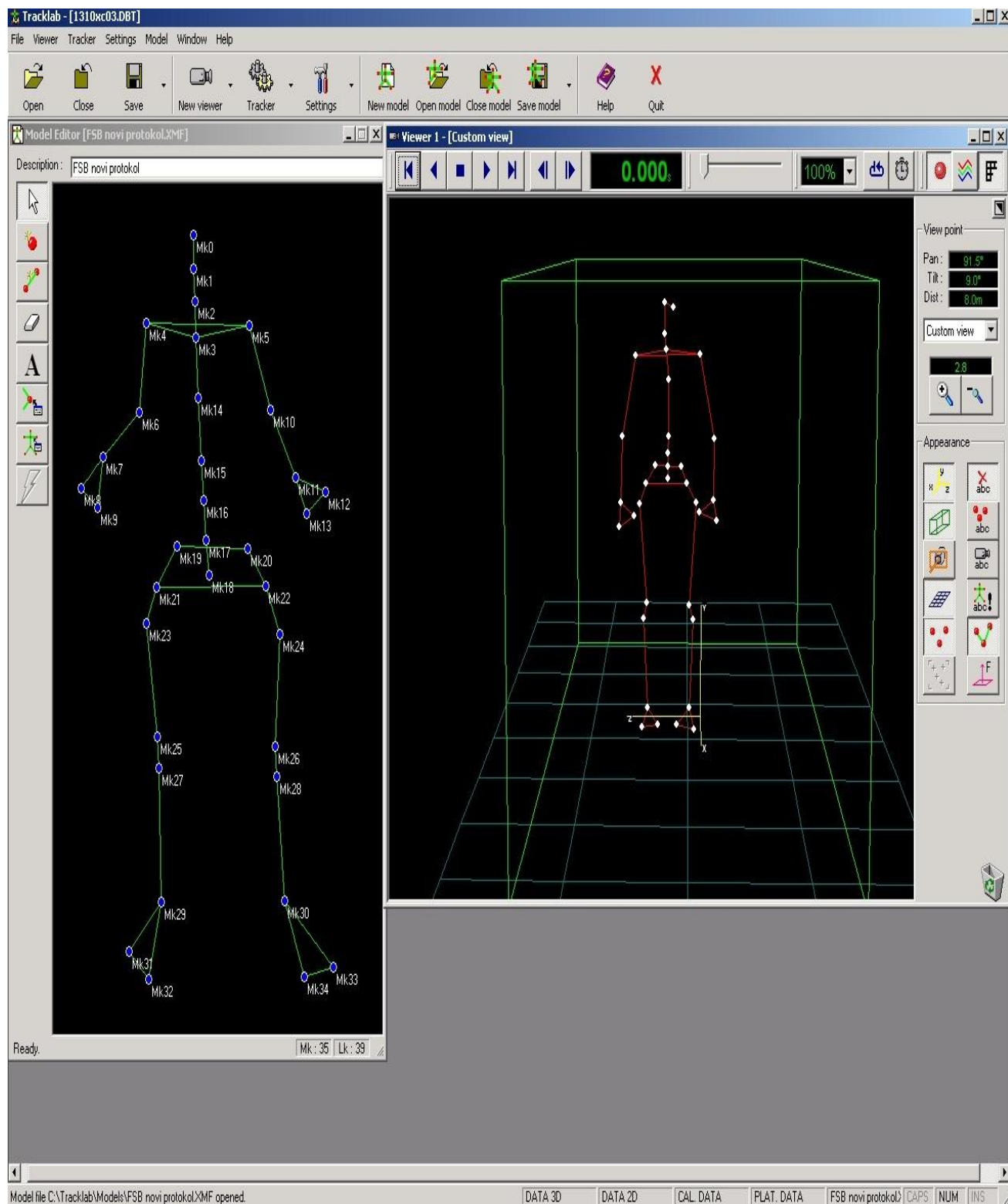


Slika 17. Pravilno dizanje tereta

Na slikama 15 i 16 vidi se da ispitanik stoji na označenom pravokutniku. Taj pravokutnik je platforma sila i momenata koja bilježi reakciju podloge u svakom pojedinom trenutku. Razlog zašto je ispitanik sniman na njoj je to što će se u rezultatima protokola vidjeti na koji način pokret podizanja tereta utječe na reakciju podloge, odnosno hoće li platforma zabilježiti očekivani „skok“ kada ispitanik uzme teret i u tom trenutku mu se poveća masa.

3.3. Izrada žičanog modela

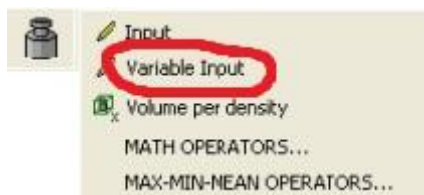
Slika 18 prikazuje žičani model na kojem je označen svaki pojedini marker od Mk0 do Mk34.



Slika 18. Označavanje markera

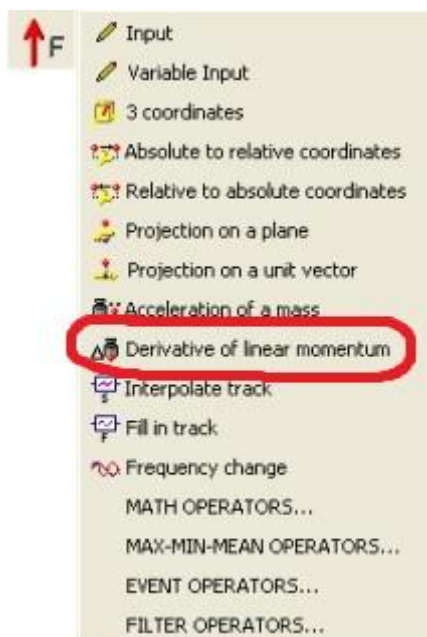
3.4. Izrada protokola za analizu opterećenja slabinske kralješnice

Prvi operator koji je definiran je ubacivanje mase. Protokolu je zadano da prilikom njegova otvaranja i nakon uzimanja podataka sa željenog snimanja traži unos mase ispitanika (Slika 19). Dobrovoljni ispitanik na temelju čijeg je snimanja izrađen protokol za analizu opterećenja slabinske kralješnice ima masu 70 kg, pa je ona i upisana.



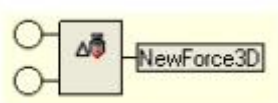
Slika 19. Definiranje mase

Kako je zadaća protokola proračunati opterećenja, korišteni su operatori za sile i momente. Operator koji izračunava silu zadan je kao derivacija linearne količine gibanja (Slika 20).



Slika 20. Definiranje sile

Ovaj operator izračunava silu iz 3D točke i mase kao ulaza. U prvi kružić ubacuje se 3D točka (pozicija željenog markera) u kojoj djeluje sila, a u drugi masa.

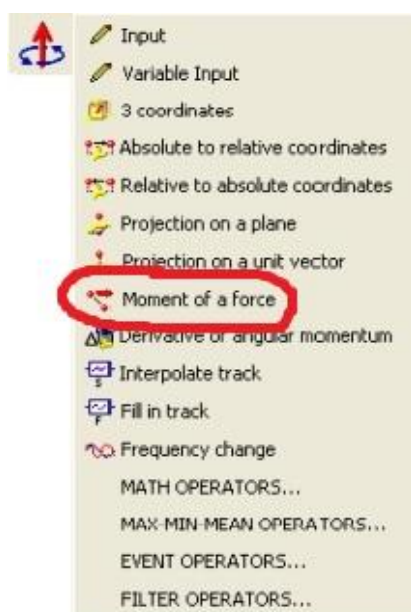


Slika 21. Definiranje sile

Protokol sadrži 20 operatora za izračunavanje sile i daje slijedeće podatke:

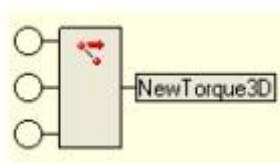
- sila u T12/L1
- sila u L3
- sila u L5/S1
- sila u S3
- sila u desnom ramenu
- sila u lijevom ramenu
- sila u stražnjoj desnoj spini
- sila u stražnjoj lijevoj spini
- sila u prednjoj desnoj spini
- sila u prednjoj lijevoj spini
- sila u prvom desnom koljenu
- sila u drugom desnom koljenu
- sila u prvom lijevom koljenu
- sila u drugom lijevom koljenu
- sila u desnom kuku
- sila u lijevom kuku
- sila u desnom laktu
- sila u lijevom laktu
- sila u desnom zapešću
- sila u lijevom zapešću

Moment će izračunati operator momenta sile (Slika 22).



Slika 22. Definiranje momenta

Ovaj operator izračunava moment sile u odnosu na točku. Kao ulaz, u prvi kružić ubacuje se 3D sila, u drugi 3D točka (marker) gdje ta sila djeluje, a u treći 3D točka (marker) oko koje se zakreće.



Slika 23. Definiranje momenta

Protokol sadrži 13 operatora za izračunavanje momenta i daje sljedeće podatke:

- moment u T12/L1 oko S3
- moment u L3 oko S3
- moment u L5/S1 oko S3
- moment u desnom ramenu oko C7
- moment u lijevom ramenu oko C7
- moment u prvom desnom koljenu oko desnog kuka
- moment u drugom desnom koljenu oko desnog skočnog zgloba
- moment u prvom lijevom koljenu oko lijevog kuka
- moment u drugom lijevom koljenu oko lijevog skočnog zgloba
- moment u desnom laktu oko desnog ramena
- moment u lijevom laktu oko lijevog ramena

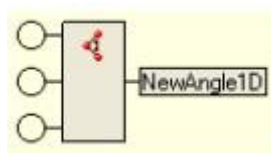
- moment u desnom zapešću oko desnog lakta
- moment u lijevom zapešću oko lijevog lakta

Osim sila i momenata u izabranim markerima, protokol izračunava i kutove između pojedinih segmenata tijela. Operator računa 1D kut između tri 3D točke (markera) (Slika 24).



Slika 24. Definiranje kuta

U prvi kružić ubacuje se 3D točka, u drugi 3D točka koja će bit vrh kuta, a u treći još jedna 3D točka.



Slika 25. Definiranje kuta

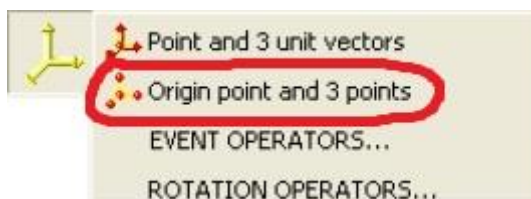
Protokol sadrži 19 operatora za izračunavanje 1D kuta i daje sljedeće podatke:

- kut između stražnjeg dijela glave, C7 i desnog ramena
- kut između stražnjeg dijela glave, C7 i lijevog ramena
- kut između stražnjeg dijela glave, C7 i C1
- kut između T12/L1, S3 i desne prednje spine
- kut između T12/L1, S3 i lijeve prednje spine
- kut između L3, S3 i desne prednje spine
- kut između L3, S3 i lijeve prednje spine
- kut između L5/S1, S3 i desne prednje spine

- kut između L5/S1, S3 i lijeve prednje spine
- kut između desnog ramena, C7 i C1
- kut između lijevog ramena, C7 i C1
- kut između prvog desnog koljena, desnog kuka i prednje spine
- kut između drugog desnog koljena, desnog skočnog zgloba i desnog šestog prsta
- kut između prvog lijevog koljena, lijevog kuka i lijeve prednje spine
- kut između drugog lijevog koljena, lijevog skočnog zgloba i lijevog šestog prsta
- kut između desnog zapešća, desnog lakta i desnog ramena
- kut između lijevog zapešća, lijevog lakta i lijevog ramena
- kut između desne šake, desnog zapešća i desnog lakta
- kut između lijeve šake, lijevog zapešća i lijevog lakta

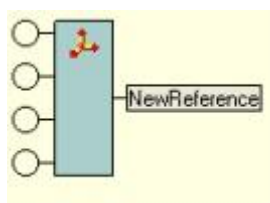
Za izračun 3D kuta za opis torzije ramena-zdjelica potrebno je definirati dvije nove reference, u ramenima i u zdjelici.

Nova referenca, odnosno koordinatni sustav definiran je operatorom kao ishodište i tri točke (Slika 26).



Slika 26. Definiranje reference

U prvi kružić ubacuje se 3D točka koja će biti ishodište novog koordinatnog sustava, a u drugi, treći i četvrti ubacuju se tri 3D točke koje će opisivati njegove koordinatne osi.



Slika 27. Definiranje reference

Korišten je i operator za izračun 3D kuta između dviju referenci u Eulerovim koordinatama (Slika 28).



Slika 28. Definiranje 3D kuta

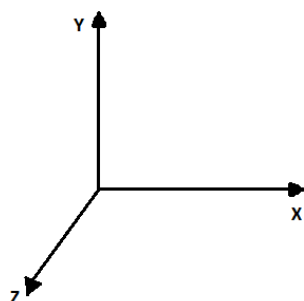
U prvi kružić ubacuje se prva referenca, a u drugi druga.



Slika 29. Definiranje 3D kuta

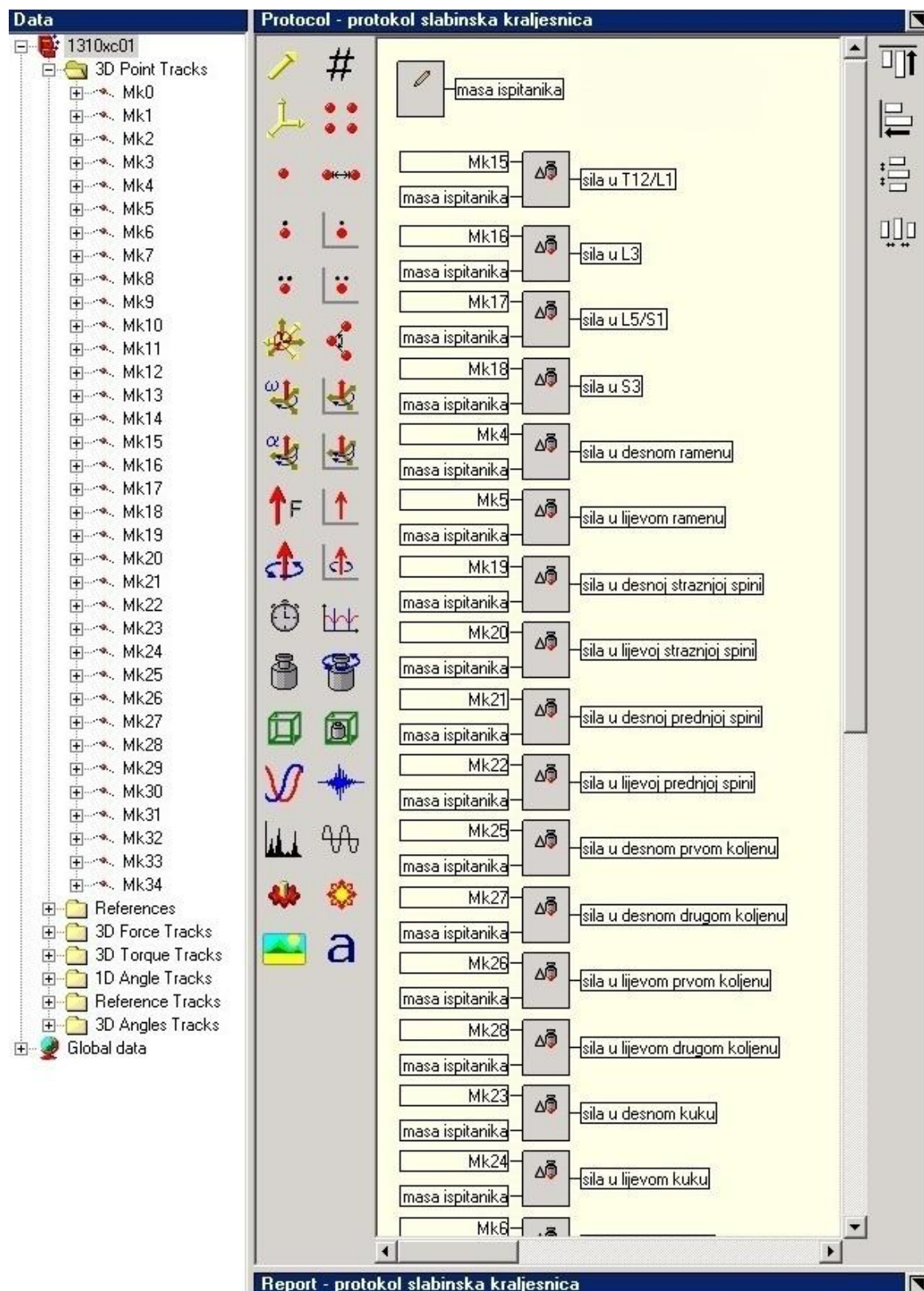
Protokol izračunava 3D kut između ramena i zdjelice koji opisuje torziju kralješnice (referenca ramena ima ishodište u C7, a osi su opisane u smjerovima C1, lijevog i desnog ramena; referenca zdjelice ima ishodište u S3, a osi su opisane u smjerovima L5/S1, lijeve i desne prednje spine).

Na slici 30 prikazan je koordinatni sustav radnog prostora. Smješten je u uglu platforme i sve dobivene vrijednosti promatraju se u odnosu na njega.

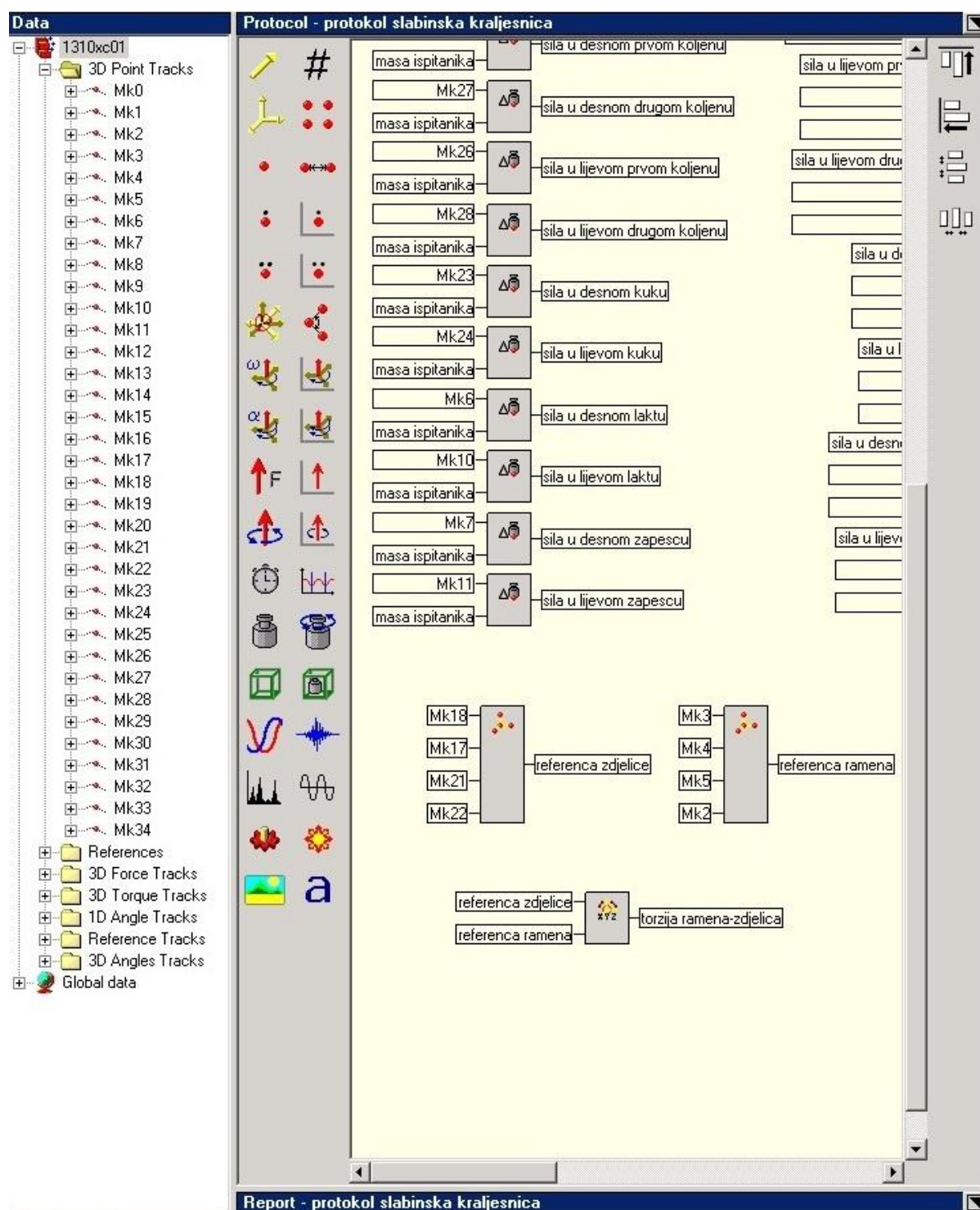


Slika 30. Koordinatni sustav

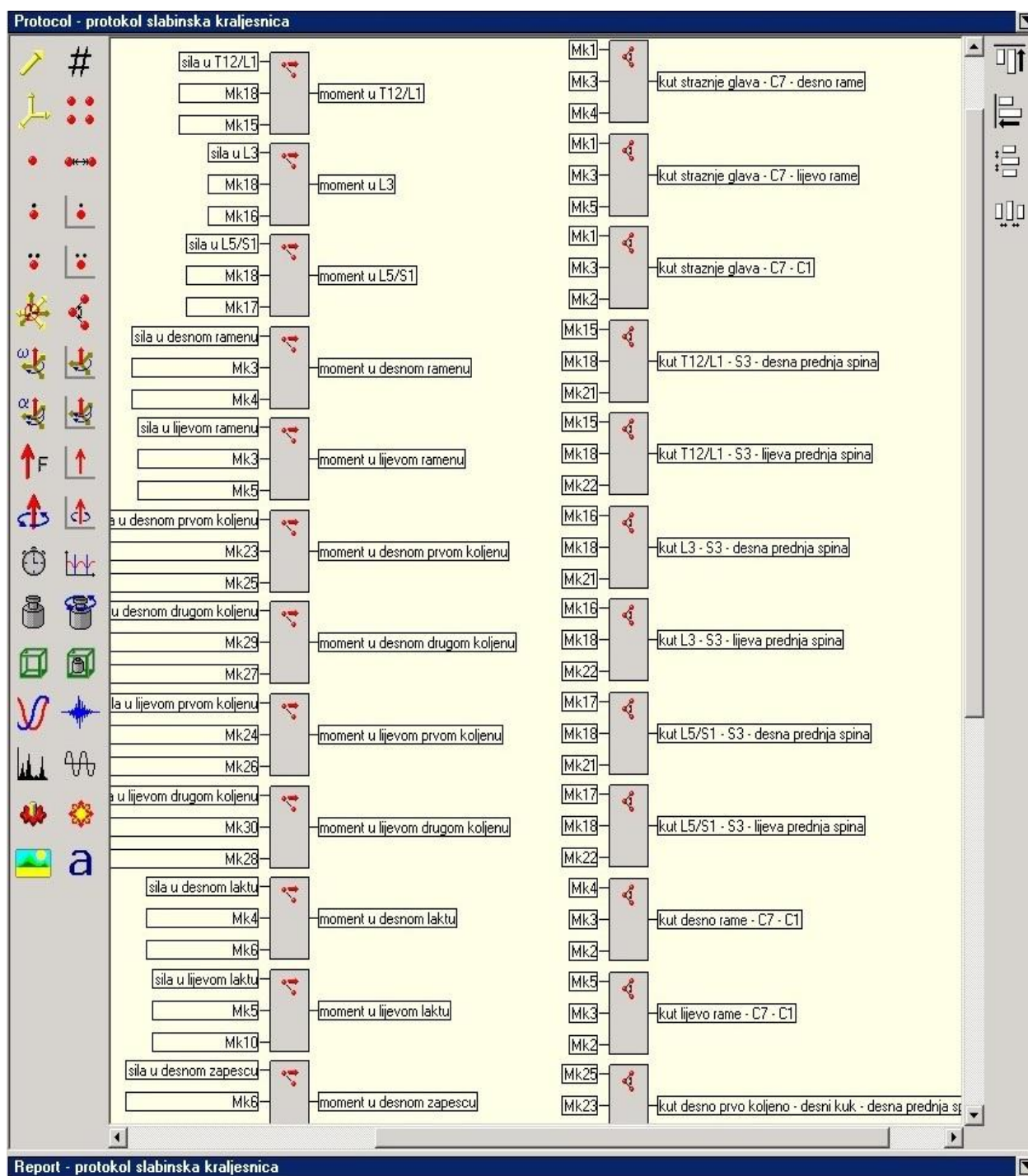
Slijedeće slike prikazuju izgled protokola nakon što su definirani svi potrebni operatori za sve željene markere.



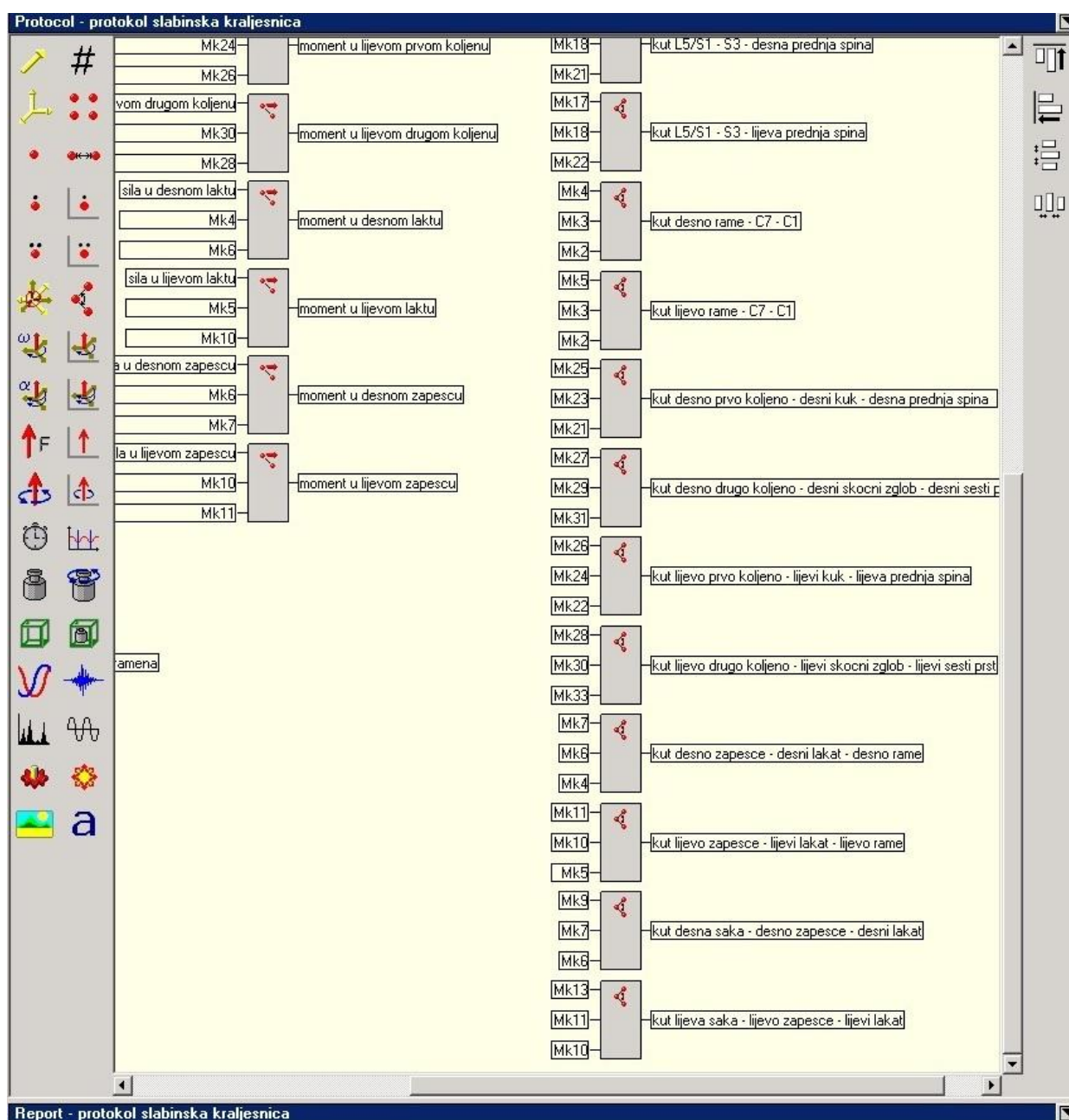
Slika 31. Izgled protokola



Slika 32. Izgled protokola



Slika 33. Izgled protokola



Slika 34. Izgled protokola

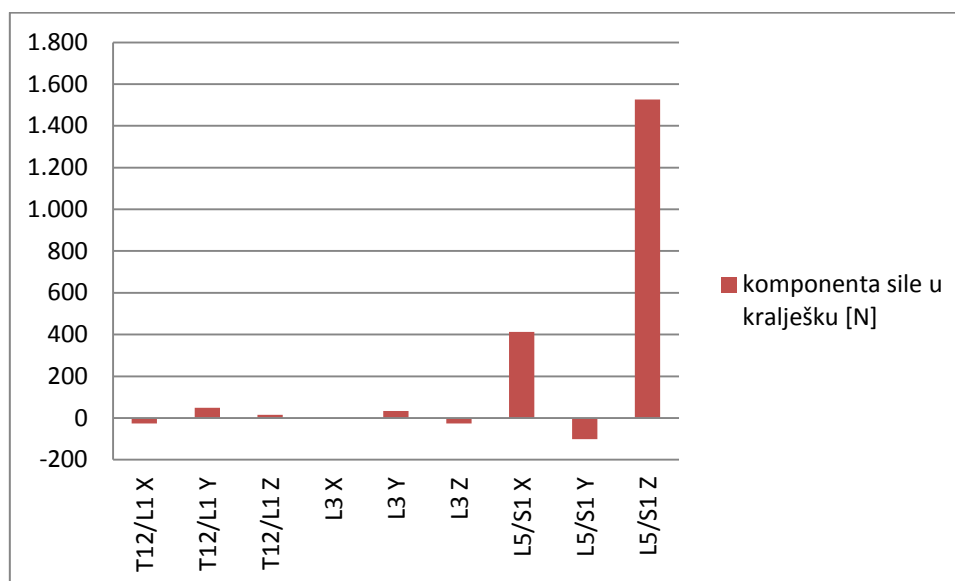
4. REZULTATI I RASPRAVA

Protokol je testiran na ispitaniku koji podiže teret od 2,5 kg na nepravilan način (pogrbljenih leđa) i pravilan način (savijenih koljena i ravnih leđa). Grafički prikazi vrijednosti koje slijede u nastavku odnose se na snimku pravilnog dizanja tereta, osim ako nije drugačije navedeno.

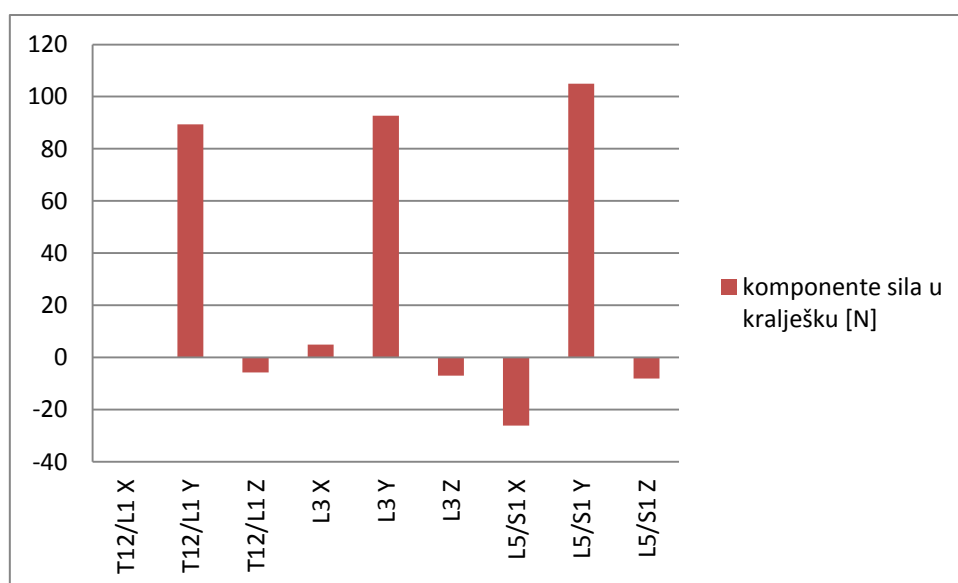
Iako su protokolom dobivene vrijednosti sila i momenata za markere u rukama i nogama, kao i onih u kralješnici te pojedinih kutova zakreta dijelova tijela, u daljnjoj raspravi osvrnut će se na opterećenja u slabinskoj kralješnici.

Radi usporedbe, temeljem rezultata protokola za analizu opterećenja slabinske kralješnice, na slikama od 35 do 38 može se primijetiti kako se kreću vrijednosti komponenata sila, odnosno momenata u tri definirane točke slabinske kralješnice (T12/L1, L3 i L5/S1) za nepravilno, odnosno pravilno dizanje tereta u trenutku kada se ispitanik sagne, savlada mehaničku ravnotežu tereta i započinje ga dizati.

Usporedbom vrijednosti sila na tri definirana mjesta u slabinskoj kralješnici uočava se da prilikom nepravilnog dizanja tereta najveću vrijednost sile ima, očekivano, L5/S1 dio slabinske kralješnice, dok su opterećenja u druga dva mjesta zanemariva (Slika 35).



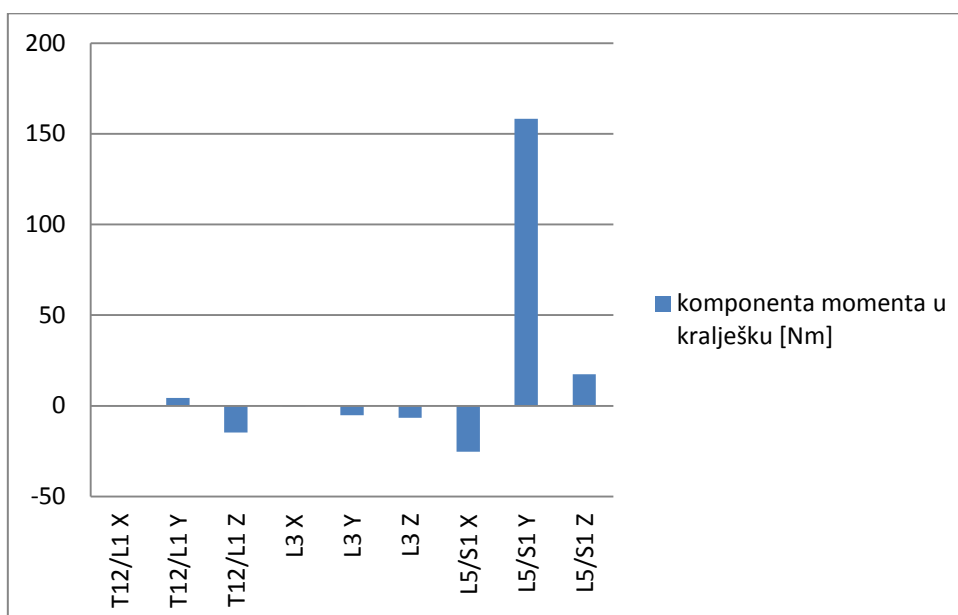
Slika 35. Vrijednost komponenata sila u kralješcima za nepravilno dizanje tereta



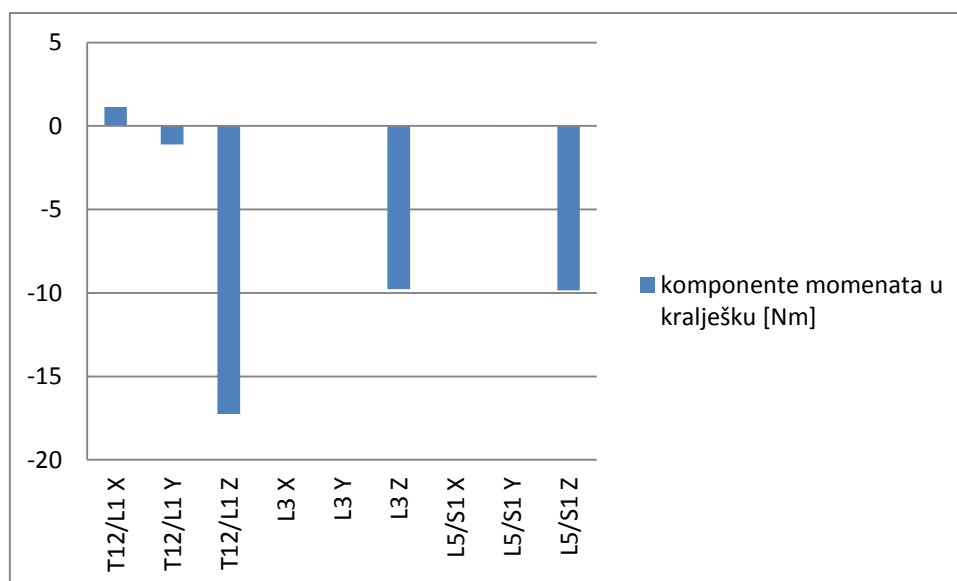
Slika 36. Vrijednosti komponenata sile u kralješčima za pravilno dizanje utega

Međutim, kod pravilnog dizanja istog tereta (Slika 36) T12/L1 i L3 dijelovi slabinske kralješnice preuzimaju dio opterećenja, na taj način rasterećujući L5/S1, iako taj dio još uvijek ostaje najopterećeniji.

Isto se može uočiti i za raspodjelu momenata u slabinskom dijelu kralješnice (Slike 37 i 38). Kod nepravilnog dizanja tereta, najveću vrijednost predstavlja Y komponenta momenta u L5/S, dok su vrijednosti ostalih momenata gotovo zanemarive. Situacija je drugačija kod pravilnog dizanja tereta. Sva tri mjesta slabinske kralješnice nose otprilike jednako, a iznosi pojedinih komponenata momenata mnogo su manji no što je to u slučaju nepravilnog dizanja tereta.



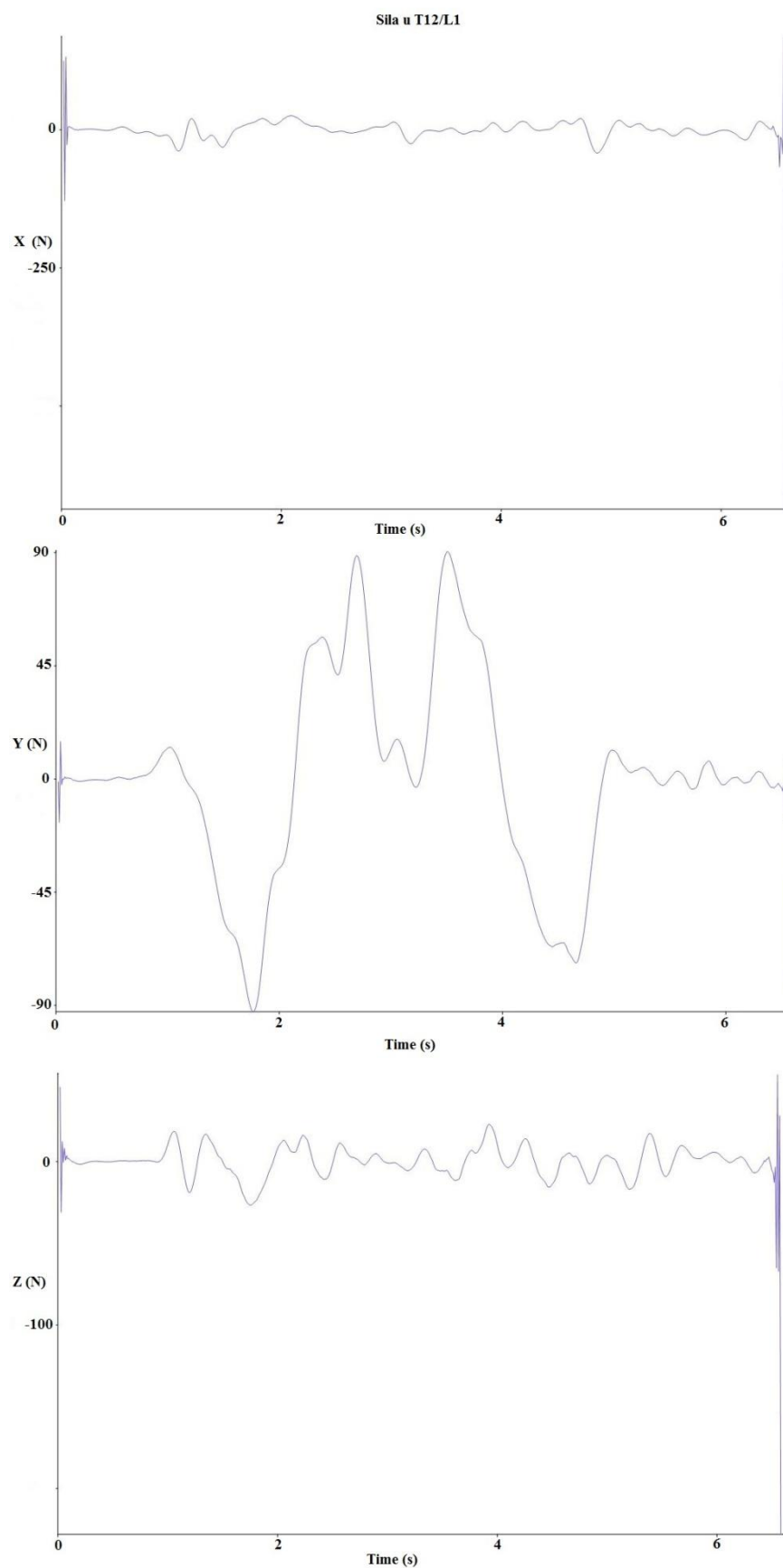
Slika 37. Vrijednosti komponenata momenata u kralješčima za nepravilno dizanje tereta



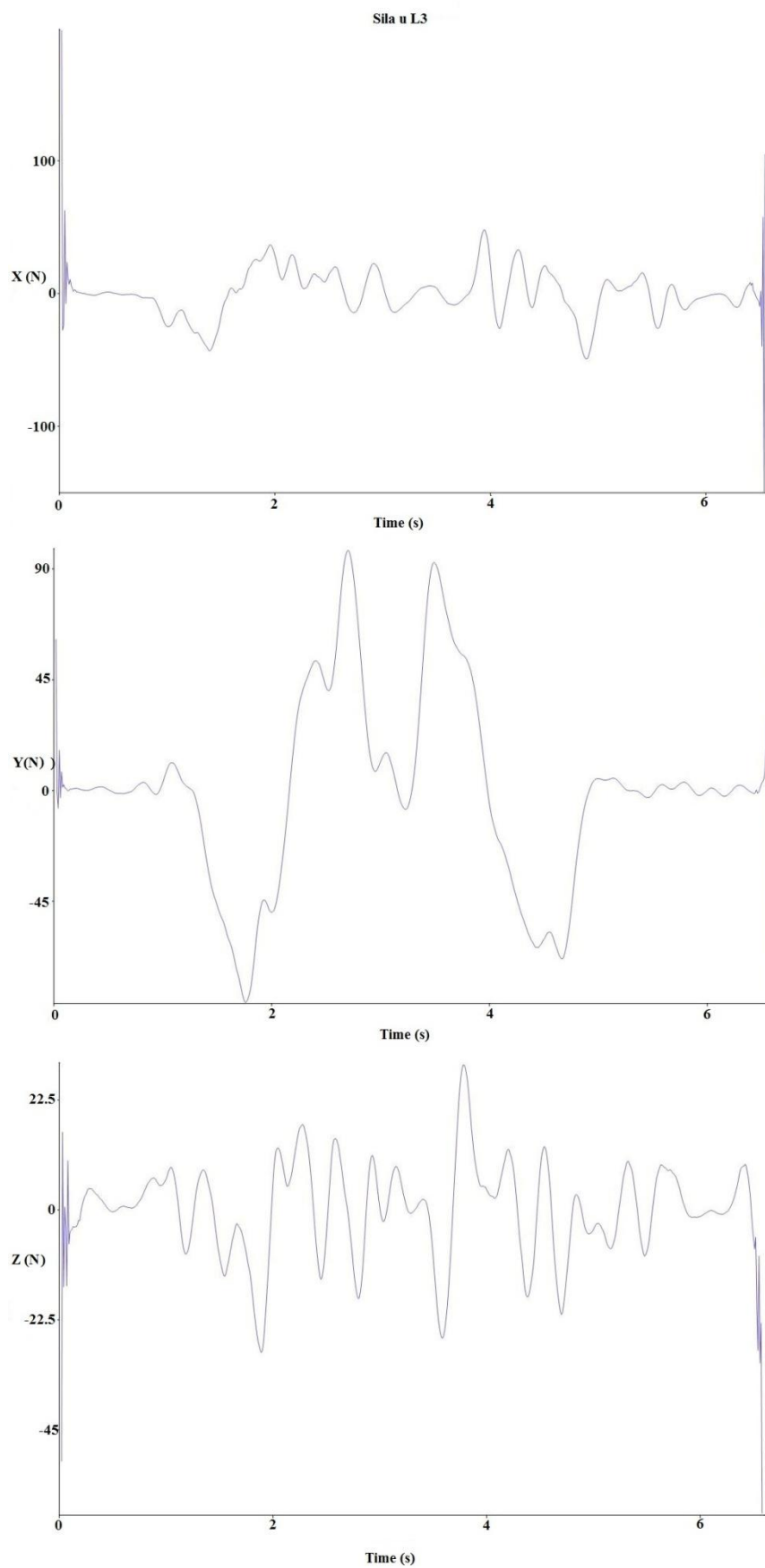
Slika 38. Vrijednosti komponenata momenata u kralješcima za pravilno dizanje tereta

Samo na temelju prikazanih dijagrama kao usporedbe rezultata protokola za nepravilno i pravilno dizanje tereta jasno je da su prednosti ovako dizajniranog protokola za biomehaničku analizu slabinske kralježnice brojne. Ova metoda na relativno brz i neinvazivan način daje željene podatke koji su potrebni za daljnju analizu u medicini rada ili smjernice u pristupu rehabilitaciji ili tretmanu pacijenta. Nepravilni pokreti se jednostavno uočavaju te je moguće urgirati ispraviti ih ili smanjiti njihov intenzitet.

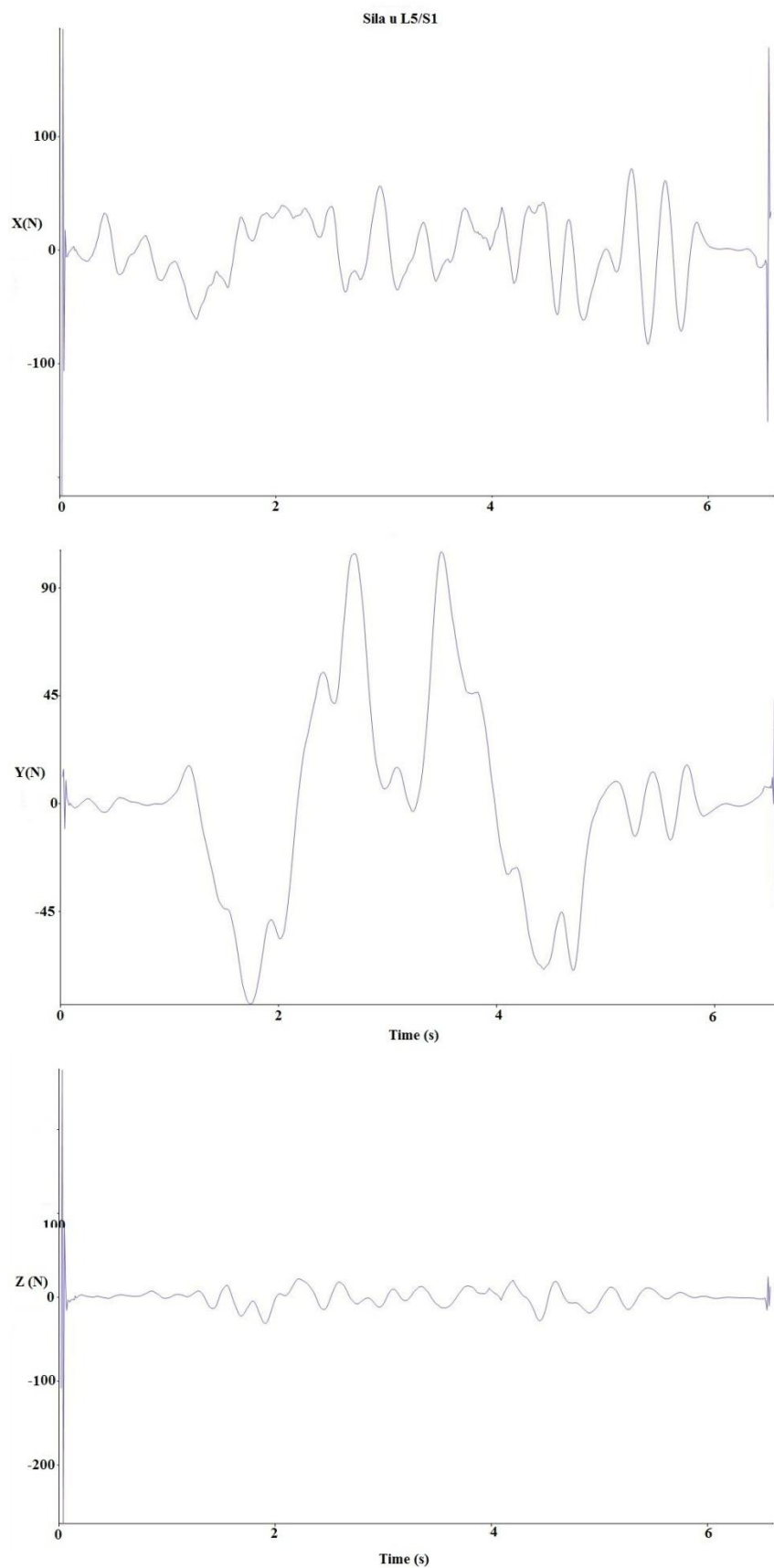
Za jasnije razumijevanje dobivenih rezultata i njihove interpretacije, u grafikonima koji slijede u nastavku prikazana je ovisnost izračunate veličine u ovisnosti o vremenu (izvedbi pokreta). Opisane su sile i momenti u T12/L1, L3 i L5/S1 za pravilno dizanje tereta te se jasno može odrediti koji dio pokreta uzrokuje kakvo opterećenje u slabinskoj kralježnici.



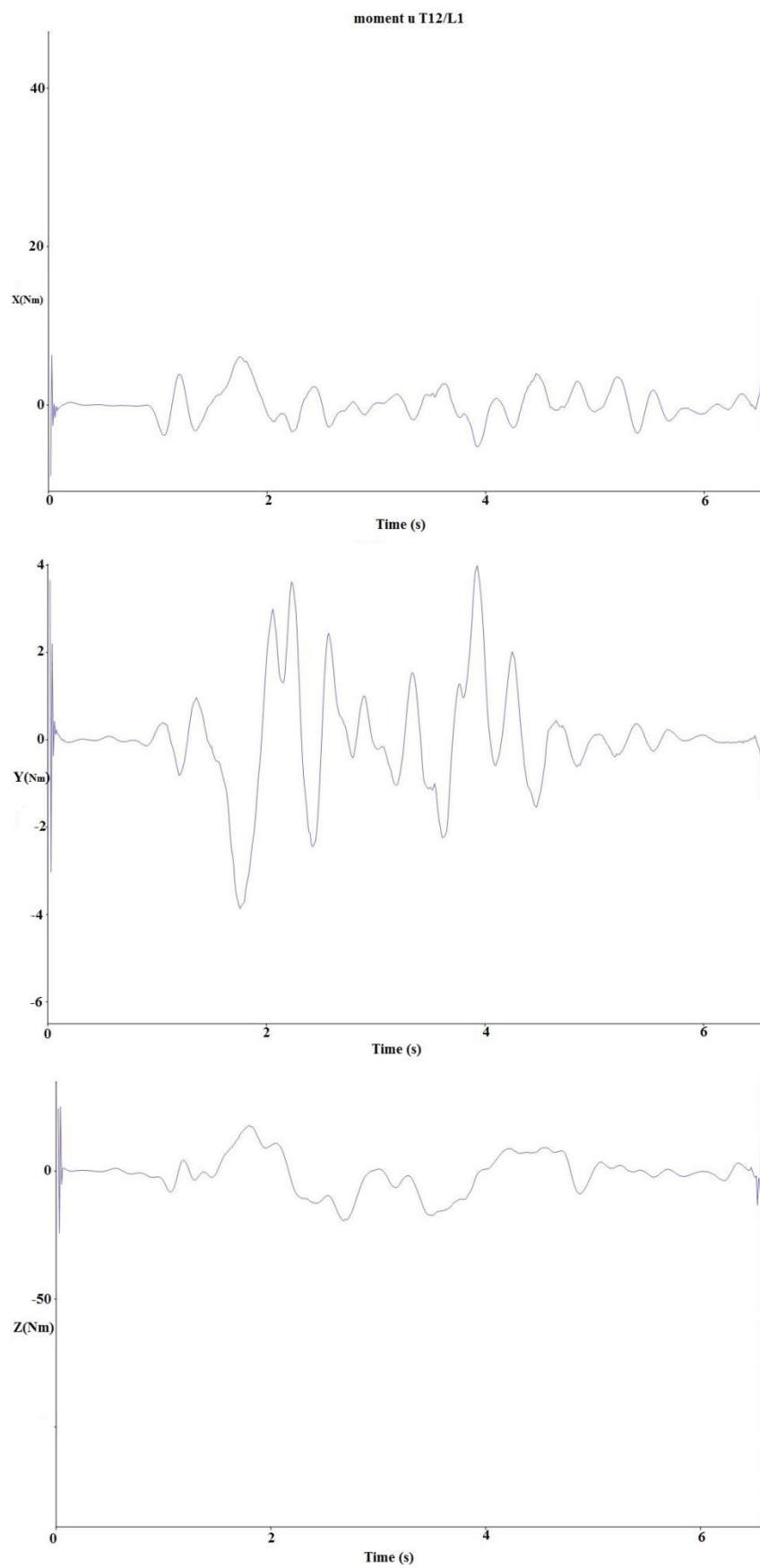
Slika 39. Sila u T12/L1 pri pravilnom dizanju tereta



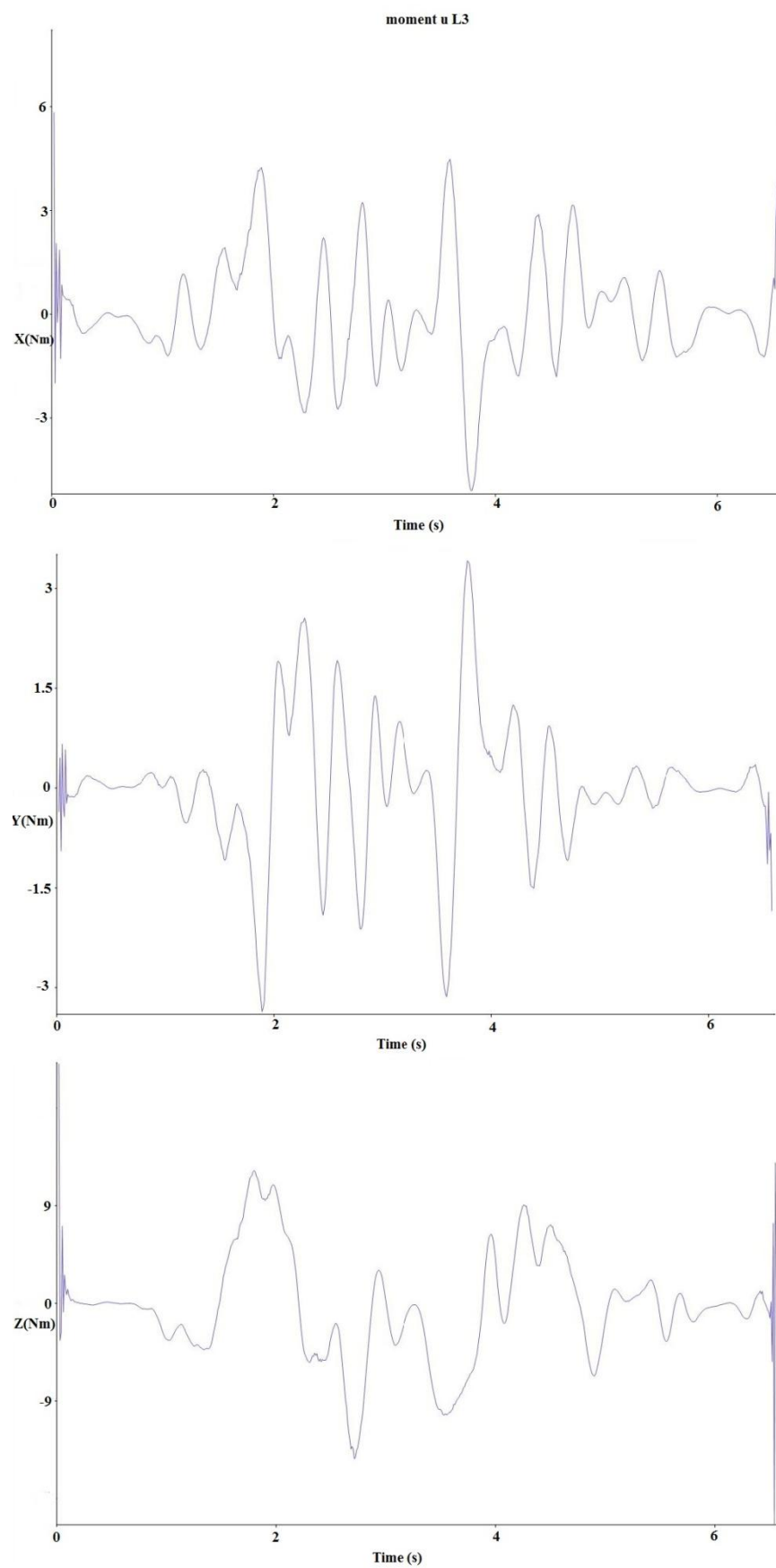
Slika 40. Sila u L3 pri pravilnom dizanju tereta



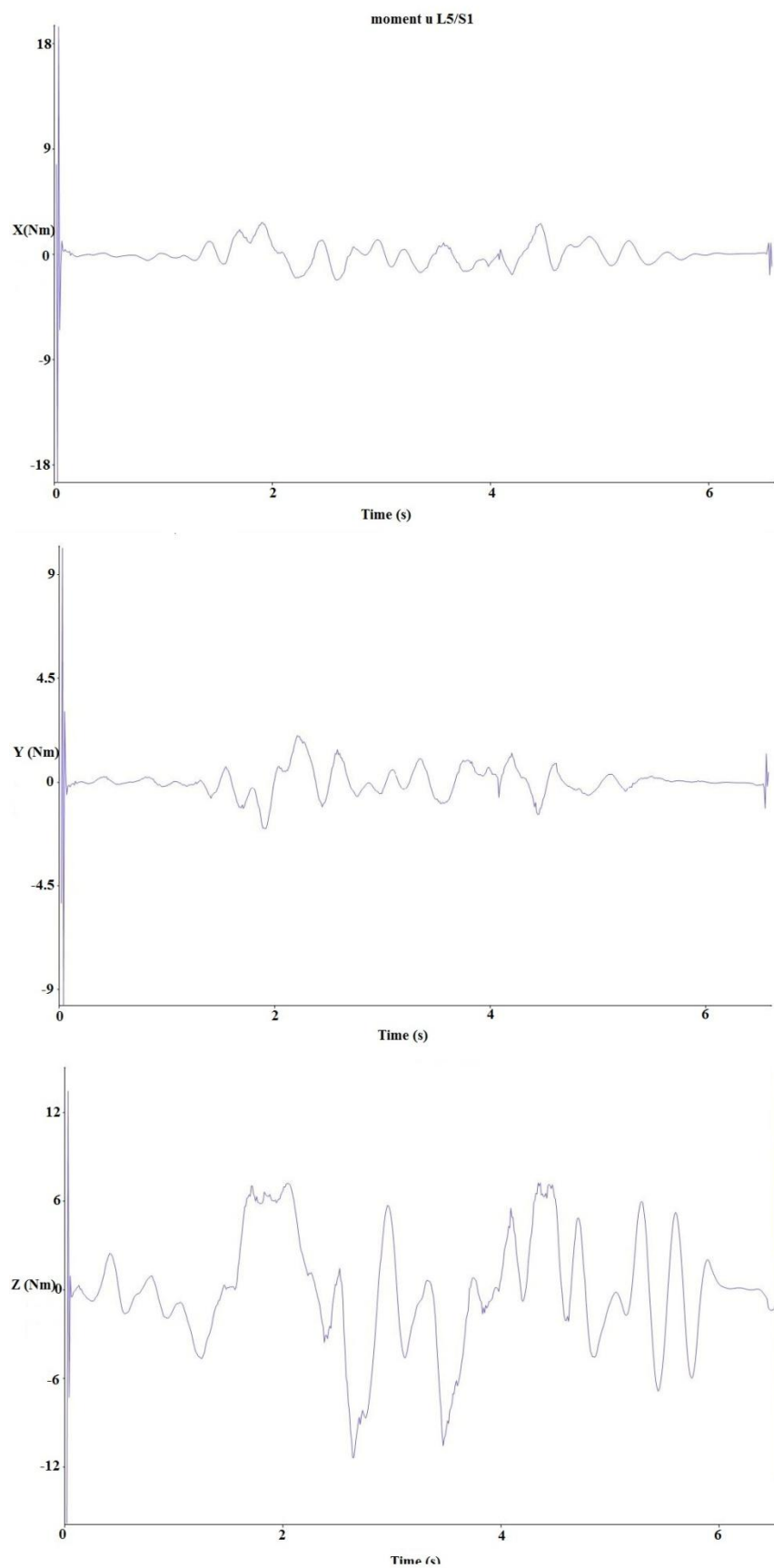
Slika 41. Sila u L5/S1 pri pravilnom dizanju tereta



Slika 42. Moment u T12/L1 pri pravilnom dizanju tereta

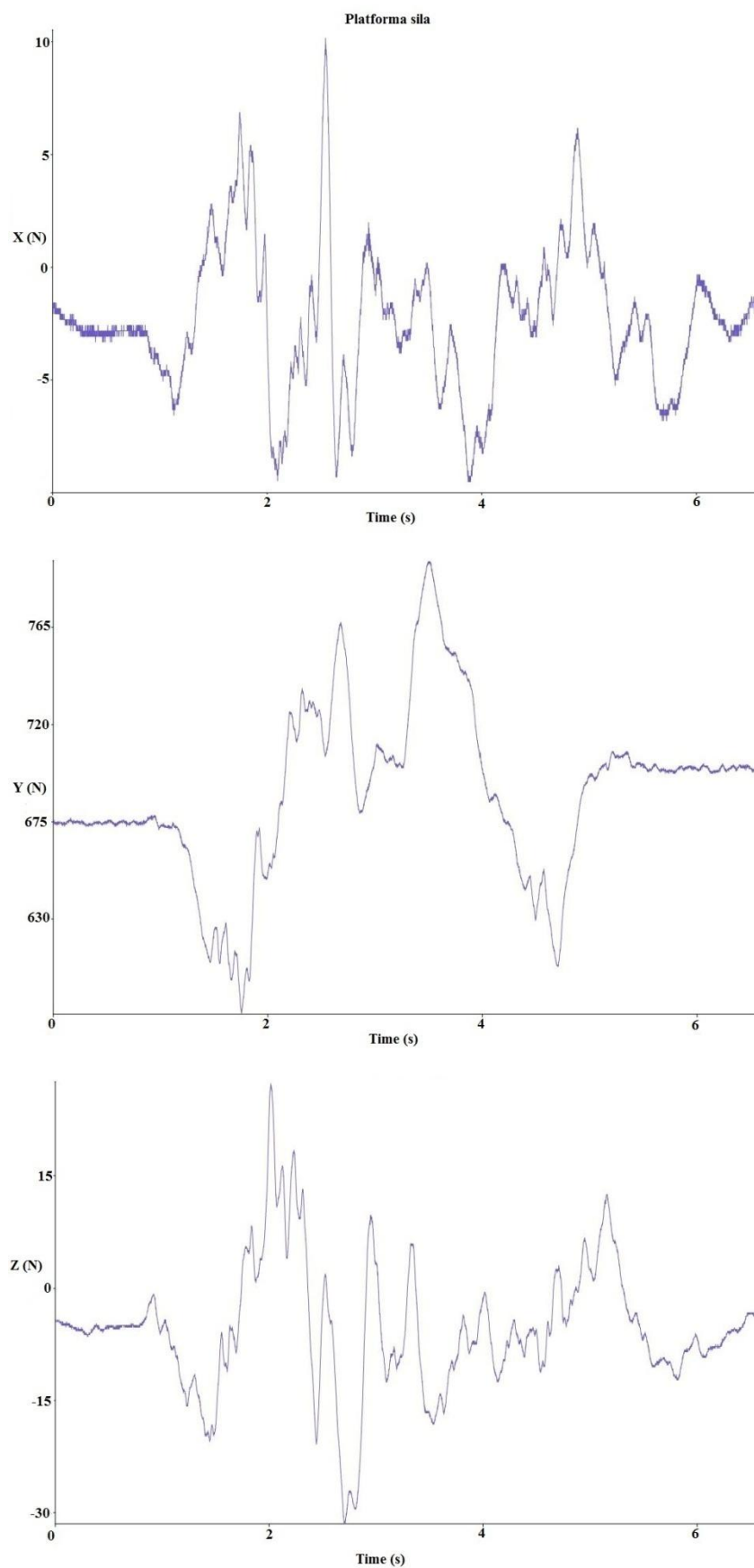


Slika 43. Moment u L3 pri pravilnom dizanju tereta

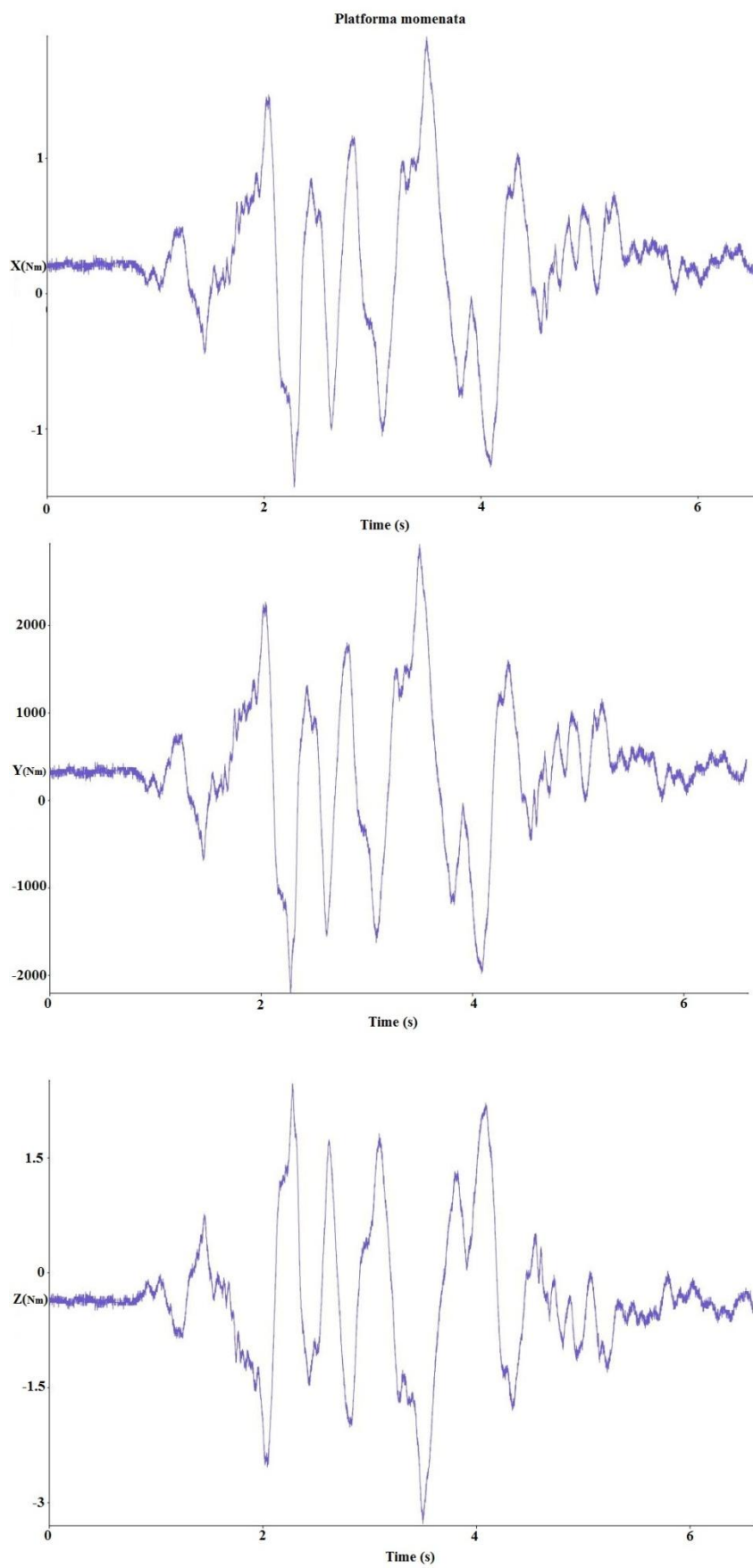


Slika 44. Moment u L5/S1 pri pravilnom dizanju tereta

Dijagrami na slikama 45 i 46 daju prikaz reakcije podloge za vrijeme dizanja tereta. Slika 45 opisuje komponente sile koje se javljaju u podlozi u svakom trenutku izvođenja rada, a slika 46 opisuje komponente momenata. Nešto prije četvrte sekunde može se uočiti neznatan „skok“ u Y komponenti sile podloge koji je objašnjen tako što je to trenutak u kojemu je ispitanik savladao mehaničku ravnotežu tereta, te ga započeo dizati. Iako neznatna u odnosu na ispitanika, masa tereta od 2,5 kg zabilježena je kao povećanje sile koja, uz težinu ispitanika, djeluje na podlogu.



Slika 45. Platforma sila



Slika 46. Platforma momenata

Na temelju navedenog, očigledno je da analiza biomehanike slabinskog dijela kralješnice izrađenim protokolom daje suvisle rezultate s kvalitetnim prikazom željenih parametara te se stoga može koristiti kao metoda utvrđivanja opterećenja slabinske kralješnice. Ova analiza može poslužiti kao jednostavan pristup za procjenjivanje težine nekog rada, poglavito onih pri kojima se rukuje teretima.

5. ZAKLJUČAK

Protokol za analizu opterećenja slabinske kralješnice predstavlja novu metodu za biomehaničku analizu slabinske kralješnice kao njenog najosjetljivijeg, a time i najispitivanijeg segmenta. Za razliku od dosadašnjih metoda, nudi brz, jednostavan i, što je bitno, neinvazivni uvid u prirodu pokreta i naprezanja koja se javljaju u slabinskoj kralješnici prilikom izvođenja raznovrsnih radnji, no prvenstveno prilikom rukovanja teretima, što najčešće uključuje sagibanje i dizanje, odnosno spuštanje tereta koji je nerijetko pretežak, što ima za posljedicu riskiranje ozljede kralješnice ili bilo kojeg drugog dijela tijela.

Nakon što optoelektronički mjerni sustav BTS Bioengineering ELITE zabilježi pokret koji se želi analizirati, na način da detektira i prati putanje pasivnih markera postavljenih na točno definirana mjesta na ispitaniku dok on obavlja zadanu radnju i nakon obrade tih podataka, protokol za biomehaničku analizu slabinske kralješnice, koji je zadan nizom matematičkih operatora, daje tražene vrijednosti opterećenja u obliku tablice ili vizualnog prikaza poput grafikona.

Protokol je namijenjen utvrđivanju nepravilnosti izvođenja pojedinih pokreta te prevenciji ozljeda prilikom rukovanja teretima. Kao neinvazivna te jednostavna i brza metoda, njeno korištenje bilo bi od značajne važnosti u medicini rada pri procjeni težine izvođenja određenog rada. Također, primjena ovog protokola može se naći i u rehabilitaciji pacijenata nakon operativnih zahvata na kralješnici ili terapije iste kao mjerilo njihove učinkovitosti.

Obzirom da izlazni podaci koje protokol daje kao rješenja znatno ovise o kvaliteti snimke promjene položaja pasivnih markera u zavisnosti od vremena, mjerni sustav koji se koristi mora biti zadovoljavajuće kvalitete i sigurnosti. Uz brojne nedostatke korištenog BTS Bioengineering ELITE mjernog sustava koji su primijećeni prilikom izrade protokola za biomehaničku analizu slabinske kralješnice, poput povremenog ne detektiranja ili gubitka markera ili čak pojave fantomskih markera, prostora na unapređenje ima dovoljno.

LITERATURA

- [1] Sušić, A.: *Statičko i dinamičko utvrđivanje mehaničkog kapaciteta slabinske kralješnice*, Magistarski rad, FSB, Zagreb, 2002.
- [2] Kroemer, K.H.E., Grandjean, E.: *Fitting the task to the man*, Taylor & Francis, London, 1999., 2000.
- [3] Mikšić, D.: *Uvod u ergonomiju*, FSB, Zagreb, 1997.
- [4] <http://www.btsbioengineering.com/>, 2013.
- [5] Queensland spinal cord injuries service, *Handbook of spinal cord injuries*, 2nd edition, Princess Alexandra Hospital District Health Service, Brisbane, Queensland, Australia, 2001.
- [6] Žokalj, M.: *Analiza ergonomskih uredskih stolica kao podloga za konstruiranje zdravih uredskih stolica*, Završni rad, FSB, Zagreb, 2011.
- [7] Rapoff, A.J.: *Spine biomechanics*, MER/BIO soft tissue mechanics
- [8] Popović, J.: *Bol u križima i išijas*, Mladinska knjiga, Ljubljana, 1989.
- [9] <http://antranik.org/the-vertebral-column/>, 2011.
- [10] Harms, J.: Spine surgery information portal
- [11] Bajek, G.: *Ozlijede kralješnice*, autorizirana predavanja, MEF, Rijeka
- [12] Christina A. Niosi, Thomas R. Oxland: *Degenerative mechanics of the lumbar spine*, Vancouver, Canada, 2004.
- [13] Kasović, M.: *Kinematika, 3D tehnologije u snimanja pokreta*, predavanja, KIF, 2012.
- [14] Tonković, D.: *Analiza kretanja čovjeka*, Zagreb
- [15] BTSTBioengineering: *SMARTAnalyzer handbook*, 2009.
- [16] Muftić, O.: *Biomehanička ergonomija*, podloge za predavanja, FSB, Zagreb, 2004.
- [17] Muftić, O., Jurčević Lulić T., Godan B.: *Harmonijska raspodjela mase dijelova ljudskog tijela*, Zagreb, 2010.

